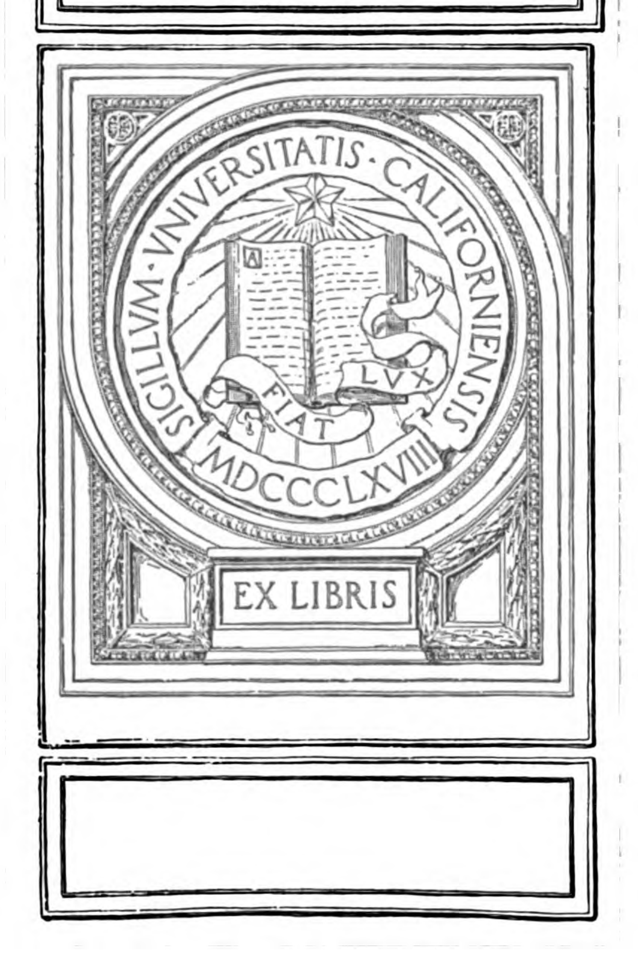

UNIVERSITY OF CALIFORNIA
SAN FRANCISCO MEDICAL CENTER
LIBRARY
SIGILLVM · VNIVERSITATIS · CALIFORNIENSIS
FIAT LVX
MDCCCLXVIII
EX LIBRIS

GESAMMELTE ARBEITEN
ÜBER
PROTHESENBAU

Mit Beiträgen von

Dr. **A. Alsberg** in Kassel, Dr. **F. Bähr** in Hannover, Prof. Dr. **v. Baeyer** in Ettlingen, Dr. **F. Bauer** in Wien, Prof. Dr. **K. Biesalski** in Berlin-Zehlendorf, Dr. **A. Blencke** in Magdeburg, Dr. **M. Blumenthal** in Berlin, Dr. **M. Böhm** in Allenstein, Prof. Dr. **J. Dollinger** in Budapest, Prof. Dr. **L. Dreyer** in Breslau, Dr. **Ph. Erlacher** in Graz, Dr. **E. Falk** in Berlin, Dr. **K. Gaugele** in Zwickau, Dr. **P. Guradze** in Wiesbaden, Dr. **J. Hanausek** in Prag, Dr. **L. Haßlauer** in Frankfurt a. M., Prof. Dr. **H. Hildebrand** in Marburg, Prof. Dr. **H. Hoeftman** in Königsberg, Dr. **G. Hohmann** in München, Dr. **A. Jaks** in Chemnitz, Prof. Dr. **B. Lange** in Straßburg, Dr. **Möhring** in Kassel, Dr. **Nieny** in Hamburg, Dr. **J. Overgaard** in Wien, Dr. **J. Pokorny** und Dr. **J. Bindermann** in Wien, Dr. **R. Radike** in Berlin, Dr. **Rebentisch** in Offenbach, Dr. **A. Reyer** in Wien, Prof. Dr. **Riedinger** † in Würzburg, Prof. Dr. **A. Ritschl** in Freiburg i. B., Dr. **Schaefer** in Mainz, Dr. **A. Schanz** in Dresden, Dr. **F. Schede** in München, Dr. **Schlee** in Braunschweig, Dr. **A. Silberstein** in Nürnberg, Prof. Dr. **H. Spitzy** in Wien, Dr. **O. Stracker** in Wien, Prof. Dr. **O. Vulpius** in Heidelberg, Dr. **R. Zuelzer** in Potsdam.

ZEITSCHRIFT
FÜR
ORTHOPÄDISCHE CHIRURGIE

einschließlich der Heilgymnastik und Massage.

Begründet von **ALBERT HOFFA.**

Herausgegeben von **Prof. Dr. K. BIESALSKI,**
Direktor und leitender Arzt des Oskar-Helene-Heims, Berlin-Zehlendorf.

XXXVII. Band.

MIT 750 TEXTABBILDUNGEN.



STUTTGART.
VERLAG VON FERDINAND ENKE.
1917.

DER

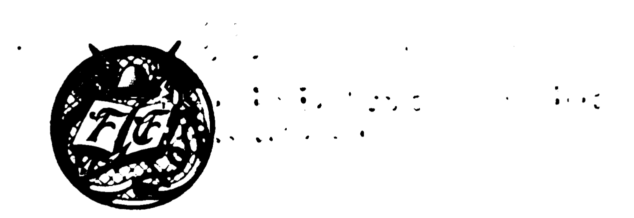
PROTHESENBAU

Gesammelte Arbeiten

von

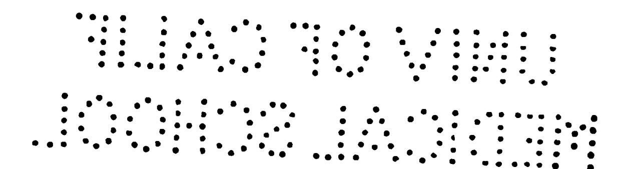
Dr. **A. Alsberg** in Kassel, Dr. **F. Bähr** in Hannover, Prof. Dr. **v. Baeyer** in Ettlingen, Dr. **F. Bauer** in Wien, Prof. Dr. **K. Biesalski** in Berlin-Zehlendorf, Dr. **A. Blencke** in Magdeburg, Dr. **M. Blumenthal** in Berlin, Dr. **M. Böhm** in Allenstein, Prof. Dr. **J. Dollinger** in Budapest, Prof. Dr. **L. Dreyer** in Breslau, Dr. **Ph. Erlacher** in Graz, Dr. **E. Falk** in Berlin, Dr. **K. Gaugele** in Zwickau, Dr. **P. Guradze** in Wiesbaden, Dr. **J. Hanausek** in Prag, Dr. **L. Haßlauer** in Frankfurt a. M., Prof. Dr. **H. Hildebrand** in Marburg, Prof. Dr. **H. Hoeftman** in Königsberg, Dr. **G. Hohmann** in München, Dr. **A. Jaks** in Chemnitz, Prof. Dr. **B. Lange** in Straßburg, Dr. **Möhring** in Kassel, Dr. **Nieny** in Hamburg, Dr. **J. Overgaard** in Wien, Dr. **J. Pokorny** und Dr. **J. Bindermann** in Wien, Dr. **R. Radike** in Berlin, Dr. **Rebentisch** in Offenbach, Dr. **A. Reyer** in Wien, Prof. Dr. **Riedinger** † in Würzburg, Prof. Dr. **A. Ritschl** in Freiburg i. B., Dr. **Schaefer** in Mainz, Dr. **A. Schanz** in Dresden, Dr. **F. Schede** in München, Dr. **Schlee** in Braunschweig, Dr. **A. Silberstein** in Nürnberg, Prof. Dr. **H. Spitzy** in Wien, Dr. **O. Stracker** in Wien, Prof. Dr. **O. Vulpius** in Heidelberg, Dr. **R. Zuelzer** in Potsdam.

MIT 750 ABBILDUNGEN



STUTTGART.
VERLAG VON FERDINAND ENKE.
1917.





Druck der Union Deutsche Verlagsgesellschaft in Stuttgart.



Vorwort.

Durch Hoffas Beispiel waren die Werkstätten zur Anfertigung orthopädischer Apparate und Kunstglieder zu einem wesentlichen Bestandteil der orthopädischen Kliniken geworden; die privaten Institute dieser Art wie die orthopädischen Abteilungen der Krüppelheime betrachteten eine solche Werkstatt, gerade wie den Operations- oder Turnsaal, als eines der ihnen zur Verfügung stehenden Hilfsmittel, dessen sie bei der Behandlung gar nicht entraten konnten, weil in dem vom Arzt weitvorausschauend angelegten Heilplan für die langdauernden und meist schweren Fälle der orthopädische Apparat einen bestimmten Platz einnahm, den etwas anderes schlechterdings nicht zu ersetzen vermochte. Alle wesentlichen Neuerungen und Verbesserungen auf dem Gebiete des Baus orthopädischer Apparate in den letzten Jahrzehnten stammten aus diesen Werkstätten und ihrem verständnisvollen Zusammenarbeiten des orthopädischen Facharztes mit dem Meister, viele Ärzte hatten selbst lange Zeit hinter Schraubstock und Amboß gearbeitet, jeder von ihnen brachte ein nicht unbeträchtliches Maß von konstruktiver Veranlagung und gegenständlichem Denken als für sein Fach unerläßlich mit, ja bei manchen — es seien hier nur Schultheß und Riedinger erwähnt, die beiden teuren Toten, denen dieses Buch in Nachrufen gedenkt — steigerte sich diese technische Begabung zu ungewöhnlicher Höhe.

Als der Krieg uns mit einer Ueberfülle von orthopädischen Kranken und Amputierten überschüttete, sprangen alle Fachgenossen mit ihrer ganzen Erfahrung in diese Arbeit hinein, und es ist nahezu unübersehbar, was die orthopädischen Kliniken mit ihren Werkstätten alles geschaffen haben. Zu wünschen wäre nur, daß eine spätere, ruhigere Zeit es uns ermöglicht, alle diese unzähligen neuen Gedanken zu sammeln, weil auf den vorurteilslos schaffenden Wissenschaftler jede neue Anregung, auch wenn sie gar nicht oder nur einmal zur Wirklichkeit wurde, fruchtbringend in dem Sinne wirkt, daß er seine Möglichkeiten steigert,

individualistisch zu behandeln, jeden neuen Fall als ein neues Problem, namentlich im Gesamtbilde der Persönlichkeit, aufzufassen und so jene ärztliche Kunst auszubauen, welche das Thema der Zukunft sein wird, wenn erst einmal die Gewässer der Sintflut verlaufen sind.

Die nachfolgenden Aufsätze geben einen Ausschnitt aus der Tätigkeit der klinischen Orthopädiewerkstätten, nämlich Mitteilungen über den praktisch so wichtigen Prothesenbau, und zeigen, mit welch hohem Interesse und welchem Erfolg dieser Zweig der orthopädischen Heilkunst von den Fachgenossen bearbeitet worden ist.

Sachlich sind sie in einige große Gruppen geordnet: Allgemeines — Stumpf und Nachbehandlung — Soziales — Sammelberichte einzelner Werkstätten — Arme — Beine.

Von höchstem Interesse erscheinen mir diejenigen Darstellungen zu sein, wo die Entstehung der einzelnen Typen in ihrem allmählichen Aufbau eingehend geschildert ist, weil der konstruierende Arzt für sich und seinen Kranken dort am meisten gewinnt, wo er Gelegenheit hat, einem anderen in seine geistige Werkstätte hineinzuschauen und ihm bei seinem Ausreifen des Heilplanes schrittweise zu folgen vermag.

Um die wertvollen Veröffentlichungen auch über den Leserkreis der Zeitschrift für orthopädische Chirurgie hinaus zu verbreiten, hat sich der Verlag in dankenswerter Weise entschlossen, die Sammlung auch als Monographie erscheinen zu lassen.

Möchte diese Stichprobe aus der Kriegstätigkeit der orthopädischen Ärzte eine erneute Anregung dafür sein, dieses wissenschaftlich so interessante und von den Besten unseres Faches mit Vorliebe praktisch und literarisch bearbeitete Gebiet ärztlich-sozialer Hilfstätigkeit weiter mit Hingebung zu pflegen und so die in ihm liegenden Heilmittel immer fruchtbringender zu gestalten.

Biesalski.



Inhalt.

Seite

Vorwort V

Jakob Riedinger und Wilhelm Schultheß zum Gedächtnis XI

Arbeiten von Dr. Jakob Riedinger XIX

Arbeiten von Wilhelm Schultheß XXI

A. Abhandlungen.

I. H. Spitzy, Medizinisch-technische Grenzgebiete 1

II. Felix Bauer, Arzt und Bandagist 15

III. A. Blencke, Einiges aus meiner Erfahrungsmappe über Stümpfe und Prothesen. Mit 19 Abbildungen 20

IV. P. Guradze, Ueber Amputationsstumpf und Prothesen . . 83

V. August Reyer, Die mechanotherapeutische Behandlung Amputierter. Mit 17 Abbildungen 94

VI. Schlee, Dauererfolge der Prothesenarbeit Kriegsamputierter im Erwerbsleben 105

VII. Franz Schede, Arbeiten der orthopädischen Werkstätte des Fürsorge-Reservelazaretts München. Mit 20 Abbildungen . . 116

VIII. Adolf Alsberg, Die Kasseler Werkstätte für Gliederersatz und die Ergebnisse ihrer Arbeit. Mit 9 Abbildungen 151

IX. K. Biesalski, Die Kunstglieder der Versuchs- und Lehrwerkstätte des Oskar-Helene-Heims. Mit 182 Abbildungen . . . 174

X. Bogumil Lange, Erfahrungen über Prothesen und Konstruktionsfragen. Mit 26 Abbildungen 279

XI. Nieny, Die Behandlung und Ausrüstung der Amputierten im Marinelazarett Hamburg. Mit 14 Abbildungen 302

XII. Rebentisch, Erfahrungen bei der Beschaffung von Kunstgliedern für Kriegsbeschädigte. Mit 20 Abbildungen 334

XIII. Adolf Silberstein, Bein- und Armersatz im Kgl. Orthopädischen Reservelazarett zu Nürnberg. Mit 16 Abbildungen und einem Auszug aus den Mitteilungen über den Arbeitsarm der Siemens-Schuckert-Werke, Nürnberg 351

XIV. O. Vulpius, Erfahrungen und Erwägungen über Kriegsprothesen. Mit 2 Abbildungen 385

XV. Alfred Jaks, Das starre Prinzip im Bau selbsttätiger künstlicher Glieder und seine praktische Anwendung. Mit 9 Abbildungen 392

XVI. R. Radike, Prothesen für kurze Stümpfe. Mit 8 Abbildungen 404

XVII. Georg Hohmann, Operative Verbesserungen der Gebrauchsfähigkeit der Stümpfe. Mit 14 Abbildungen 411

XVIII. Jens Overgaard, Behandlung von Stumpfkontrakturen. Mit 8 Abbildungen 423

		Seite
XIX.	Philipp Erlacher, Die Versorgung unserer Armamputierten. Mit 53 Abbildungen und 14 Konstruktionszeichnungen	434
XX.	Josef Pokorny und Ignaz Bindermann, Ueber Arbeitsbehelfe für Einarmige. Mit 19 Abbildungen	492
XXI.	J. Riedinger †, Ueber Schlingenbefestigung von Arbeitsgeräten an Arbeitsarmen. Mit 15 Abbildungen	509
XXII.	H. Hoeftman, Beitrag: Verstümmelte mit doppeltamputierten Armen für die einfachen Bedürfnisse des täglichen Lebens wieder brauchbar zu machen. Mit 25 Abbildungen	521
XXIII.	v. Baeyer, Künstliche Hand mit umklappbarem Daumen. Mit 6 Abbildungen	533
XXIV.	Max Böhm, Ueber den Armersatz beim amputierten Landwirt. Mit 15 Abbildungen.	536
XXV.	R. Zuelzer, Künstlicher Oberarm mit auswechselbarem Unterarm und Arbeitsarm für Oberarmamputierte und Exartikulierte. Mit 35 Abbildungen	555
XXVI.	Möhring, Von Stöcken, Krücken und vom Wert des Uebungsbeines. Mit 2 Abbildungen	584
XXVII.	Ferd. Bähr, Von tragfähigen Beinstümpfen und Beinprothesen	590
XXVIII.	A. Schanz, Die Abrollung des natürlichen und des künstlichen Fußes. Mit 14 Abbildungen	596
XXIX.	Oskar Stracker, Entwicklung der Beinbehelfsprothesen im Wiener orthopädischen Kriegsspital. Mit 27 Abbildungen. .	608
XXX.	Felix Bauer, Unser Kunstbein. Mit 14 Abbildungen .	633
XXXI.	J. Hanausek, Physikalische Nachbehandlung und Prothese der Oberschenkelamputierten. Mit 40 Abbildungen	654
XXXII.	Julius Dollinger, Allgemeine Regeln zur Konstruktion und Anfertigung der Ersatzglieder der unteren Gliedmaßen .	725
XXXIII.	K. Gaugele, Zum Bau des Kunstbeines. Mit 9 Abbildungen	735
XXXIV.	A. Ritschl, Weitere Erfahrungen und Fortschritte auf dem Gebiete des Baues von Ersatzgliedern für die unteren Gliedmaßen. Mit 17 Abbildungen nach Originalen des Verfassers und 2 photographischen Aufnahmen	748
XXXV.	Max Blumenthal, Grundsätze für den Achsenbau der künstlichen Glieder für Oberschenkelamputierte. Mit 10 Abbildungen	768
XXXVI.	Ludwig Haßlauer, Amputationsstumpf und Kunstbein. Mit 13 Abbildungen	776
XXXVII.	Schaefer, Ein bei der Belastung feststehendes und beim Gange frei bewegliches Kniegelenk. Mit 7 Abbildungen . .	791
XXXVIII.	Lothar Dreyer, Durch Prothesendruck (?) entstandenes Aneurysma art. fem.	799
XXXIX.	Heinrich Hildebrand, Ueber Stützapparate bei Radialis- und Peroneuslähmungen. Mit 4 Abbildungen . .	801
XL.	Edmund Falk, Welchen Einfluß haben angeborene Wirbelsäulenverkrümmungen auf die Kriegsbrauchbarkeit. Mit 8 Abbildungen	810

B. Kleinere Mitteilungen.

XLI.	Die deutschen Patente des Carnesarmes	827
Namenverzeichnis		829
Schlagwörterverzeichnis		829





Prof. F. Riedinger.

Jakob Riedinger und Wilhelm Schultheß zum Gedächtnis.

Die deutsche Orthopädie steht im Zeichen tiefer Trauer. Zwei unserer Besten sind uns durch den Tod entrissen. Am 17. Februar 1917 verschied nach kurzem Krankenlager der Professor der Orthopädie an der Universität Würzburg, Dr. Jakob Riedinger, und am 5. März starb plötzlich, während der Sprechstunde Prof. Dr. Wilhelm Schultheß, der Vertreter der Orthopädie an der Universität Zürich.

Jakob Riedinger.

Jakob Riedinger wurde am 1. April 1861 zu Schwanheim in der Pfalz geboren. Nach Abschluß seiner akademischen Studien, die er in München, Marburg und Erlangen betrieben hatte, trat er als Assistent seines Bruders, des bekannten Chirurgen Prof. Dr. Ferdinand Riedinger, ein und war in dieser Stellung bis 1901 tätig. 1901 habilitierte er sich für Orthopädie an der Universität Würzburg und errichtete gleichzeitig eine Privatklinik für orthopädische Kranke. Die Klinik wurde später von dem Unterfränkischen Verein für Krüppelfürsorge, den Riedinger 1910 ins Leben gerufen hatte, als Krüppelheim übernommen. 1908 wurde Riedinger zum a. o. Professor ernannt, und als im Jahre 1913 vom bayerischen Staate ein Lehrstuhl für Orthopädie an der Universität Würzburg geschaffen wurde, fiel die Wahl der Fakultät auf den verdienten Vorkämpfer der Krüppelfürsorge in Unterfranken.

Bei Beginn des Krieges stellte Riedinger sich und seine Anstalt dem Vaterlande zur Verfügung, errichtete die ersten Werkstätten für Kriegsverletzte in Deutschland und wurde zum fachärztlichen Beirat für Orthopädie beim II. Bayerischen Armeekorps ernannt. Sehr bald zeigte sich, daß die in der Riedingerschen Klinik untergebrachte Anstalt nicht ausreichte für die großen Ansprüche, die an sie gestellt

wurden. Der Unterfränkische Verein beschloß deshalb einen Neubau, der dank des Zusammenwirkens aller Beteiligten binnen Jahresfrist fertiggestellt wurde, so daß er bereits im November 1916 bezogen und als Vereinslazarett „König-Ludwig-Haus" in Betrieb genommen werden konnte.

Das stattliche Gebäude, das in seinem Grundriß der Münchener orthopädischen Klinik nachgebildet ist, liegt auf einer schönen Anhöhe, hat Platz für 150 Patienten und ist in seiner inneren Einrichtung mustergültig ausgestattet. Der stolze Bau verkörpert die Lebensarbeit seines Schöpfers. Ihm selbst war es leider nicht mehr vergönnt, die weitere Ausgestaltung der Klinik zu erleben. Ein tragisches Geschick riß ihn wenige Monate nach Eröffnung der Klinik von uns.

Das Wenige, was hier von den äußeren Lebensumständen Riedingers mitgeteilt wurde, läßt klar das Ziel erkennen, dem seine Lebensarbeit gewidmet war. Seitdem er sich der Orthopädie zuwandte, suchte er zunächst durch seine Arbeiten den Grundstock unserer jungen Wissenschaft zu festigen und auszubauen. Für die Art seiner Arbeit ist schon seine Habilitationsschrift kennzeichnend, die eine der schwierigsten Fragen aus unserem Gebiete, die Morphologie und den Mechanismus der Skoliose, behandelte.

Die großen Erwartungen, die man auf Grund dieser Schrift auf die Mitarbeit Riedingers in unserem Fach setzen durfte, haben seine späteren Arbeiten glänzend erfüllt. Alles, was von Riedinger kam, mochte es nun sein Lieblingsfeld, die Anatomie und Klinik der Skoliose oder Fragen aus der Unfallschirurgie oder die Vorgänge beim Knochenwachstum oder Mißbildungen oder technische Probleme, wie das Redressement der Deformitäten, oder Kriegsorthopädie oder Armprothesen behandeln — alle diese Arbeiten zeichnen sich aus durch eine in die Tiefe dringende kritische Durcharbeitung, durch gründlichste Kenntnisse und sorgfältigste Verwertung der Literatur und durch eine ungemein klare Art der Darstellung, die auch des sprödesten Stoffes Herr zu werden wußte.

Neben diesen umfangreichen wissenschaftlichen Arbeiten erledigte Riedinger eine große praktische Tätigkeit als Arzt. Was er seinen Patienten nicht nur durch sein gediegenes ärztliches Können, sondern auch durch seine warmherzige menschenfreundliche Persönlichkeit war, das kam zum Ausdruck, als er 1910 den Unterfränkischen Verein für Krüppelfürsorge gründete. In kurzer Zeit strömten reiche Mittel von privater Seite dem Unternehmen zu und der unterfränkische



Landrat bewilligte größere Summen, so daß schon im gleichen Jahre das Krüppelheim in der Riedingerschen Klinik eröffnet werden konnte. Das war ein glänzendes Zeugnis für das Vertrauen, das sich Riedinger in seinem Wirkungskreis durch jahrelange treue Kleinarbeit erworben hatte. Und dieses Vertrauen bewährte sich auch in glänzender Weise, als es sich jetzt im Kriege darum handelte, trotz aller äußeren Schwierigkeiten einen Neubau zu schaffen, der den gesteigerten Anforderungen gerecht wurde. Diese Arbeit, die eine volle Manneskraft erforderte, hat Riedinger geleistet mit einem seit Jahren schon kranken Körper, und wenn seine Arbeit als Forscher die größte Hochachtung und seine Tätigkeit als Arzt und als Mensch die wärmste Verehrung schon bei Lebzeiten gefunden hat, so verdient das, was er als kranker Mann für die Organisation der Krüppelfürsorge geleistet hat, eine Bewunderung, für die keine Worte hinreichend sind. Er hat uns gezeigt, wie ein fester, von warmer Menschenliebe getragener Wille auch den kranken Körper zu größten Leistungen befähigt.

Riedinger hat auf alles, was Lebensgenuß heißt, verzichtet, was er an Kraft besaß, gehörte seiner Arbeit, und so wurde das letzte Jahrzehnt seines Lebens zu einem stillen Heldentum, das die deutsche Orthopädie und die deutsche Krüppelfürsorge nie vergessen darf.

Wilhelm Schultheß.

Eine mit Riedinger in vieler Beziehung geistesverwandte Persönlichkeit war Wilhelm Schultheß in Zürich.

Er wurde geboren 1855 in Villnachern im Aargau, studierte in Zürich Medizin und wandte sich, nachdem er 1880 sein Staatsexamen bestanden hatte, zunächst der Kinderheilkunde zu. Er wurde Assistent zunächst am Kinderspital und später an der Züricher Poliklinik unter Professor Wyß. Diese Tätigkeit erweckte sein Interesse für die Orthopädie des Kindesalters und veranlaßte ihn 1883, zusammen mit dem Privatdozenten der Chirurgie Dr. A. Lüning, eine orthopädische Privatanstalt in Zürich ins Leben zu rufen, die sich, aus kleinen Anfängen hervorgegangen, rasch einen vorzüglichen, weit über die Schweizer Grenzen hinausgehenden Ruf erwarb.

1889/90 habilitierte er sich als Privatdozent an der Universität Zürich. Durch seine wissenschaftlichen Arbeiten, die vor allem der Skoliose gewidmet waren, fand Schultheß bei seinen Fachgenossen sehr bald allgemeine Anerkennung. Als Julius Wolf starb, war



Schultheß einer der Kandidaten, die von der Berliner Fakultät als Nachfolger vorgeschlagen wurden. 1908 wurde er zum Vorsitzenden der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie gewählt; 1911 erhielt er den Umbertopreis vom Istituto Rizzoli in Bologna.

Wer nicht die Schwierigkeiten kennt, welche der Orthopädie als Lehrfach an den meisten Universitäten bereitet werden, wird nicht verstehen, daß die Ernennung zum außerordentlichen Professor an der Züricher Universität erst 1912 erfolgte. Im gleichen Jahre konnte er das erste Krüppelheim in der Schweiz, die Anstalt „Balgrist“, für die er schon seit dem Jahre 1906 Mittel gesammelt und mehr als 600 000 Franken zusammengebracht hatte, dem Betrieb übergeben. Auch diese Anstalt, die der Krüppelfürsorge unter der armen Bevölkerung gewidmet war, erfreute sich, wie die Privatanstalt von Schultheß, sehr bald eines von Jahr zu Jahr zunehmenden Zuspruches. Die Erweiterung wurde in der letzten Zeit ernstlich erwogen, als sein plötzlicher Tod den Schöpfer und die Seele der Anstalt abberief, und einem arbeits- und segensreichen Wirken ein Ziel setzte.

Das wissenschaftliche Lebenswerk von Schultheß gehörte der Skoliose. Was er da im einzelnen an Forschungen über die Anatomie und den Mechanismus der skoliotischen Wirbelsäule oder in der Konstruktion seines Zeichenapparates oder seiner Pendelapparate, in seinen Untersuchungen über die Schulbankfrage und die Skoliose der Schulkinder geschaffen hat, das braucht vor Fachgenossen nicht erst ausführlich besprochen zu werden. Seine Arbeit ist niedergelegt in dem Joachimsthalschen Handbuch. Der von Schultheß verfaßte Band über Pathologie und Therapie der Rückgratsverkrümmungen ist „das“ Buch der Skoliose, nicht nur in der deutschen, sondern auch in der Weltliteratur der Orthopädie geworden, und wer heute auf diesem Gebiete arbeitet, der fußt bewußt oder unbewußt auf den Forschungen von Schultheß.

Die Vorliebe für das Thema der Skoliose hinderte Schultheß jedoch nicht, auch die anderen Gebiete der Orthopädie zu pflegen. Seine reichen Erfahrungen wurden schon im Jahre 1901 in dem von ihm und L ü n i n g zusammen herausgegebenen Atlas und Grundriß der orthopädischen Chirurgie niedergelegt. Diese Vielseitigkeit von Schultheß zeigte sich auch gerade noch in den letzten Jahren, als er sein besonderes Interesse der Poliomyelitis zuwandte.

Schultheß war ursprünglich Pädiater gewesen und er ist auch zeitlebens ein vorzüglicher Internist geblieben. Er hat in den Jahren



1895 bis 1910 neben seiner orthopädischen Tätigkeit auch die medizinische Abteilung des Kranken- und Diakonissenhauses Neumünster geführt, 1891 bis 1906 war er Arzt des Städtischen Waisenhauses und von 1893 bis 1911 Vertrauensarzt der Schweizerischen Rentenanstalt, eine Stellung, die ihn zwang, täglich 30—50 ärztliche Gutachten zu prüfen, wozu er in der Regel mehrere Stunden der Nachtzeit in Anspruch nehmen mußte.

Bei dieser übergroßen Tätigkeit als Internist hatte Schultheß wenig Zeit gefunden, sich der chirurgischen Seite der Orthopädie zu widmen, und deshalb die operative Tätigkeit in seiner Anstalt seinem Mitarbeiter Lüning überlassen. Als er sich aber von diesen Nebenarbeiten allmählich befreit hatte, da fing er noch als Fünfzigjähriger an, selbst zu operieren, und er erzielte vorzügliche Resultate auf dem ein tüchtiges chirurgisches Können erfordernden Gebiete der Sehnenverpflanzung, dem er sich mit Eifer zuwandte.

Das ist ein Zeichen, daß er trotz allen Uebermaßes an Arbeit jung geblieben war, und daß wir noch viel von ihm erwarten durften. Leider war es ihm und uns nicht beschieden!

Schultheß besaß — ebenso wie Riedinger — keine sehr feste Gesundheit. Er hatte in den letzten Jahren schon häufiger an Verdauungsstörungen und Katarrhen gelitten und er wußte, daß sein Herz nicht in Ordnung war. Die Erledigung der gewaltigen Arbeit, die er als Forscher, als Arzt und als Organisator der schweizerischen Krüppelfürsorge zu leisten hatte, war ihm nur möglich, indem er seine Lebensweise streng regelte. Seine einzige Erholung suchte und fand er im Kreise seiner Familie, mit der er seine kurzen Ferienzeiten in den Bergen oder am Vierwaldstätter See verbrachte. Seine treue Lebensgefährtin teilte als richtige Doktorsfrau auch die Arbeit redlich mit ihm, und seine fünf Kinder, an denen er sehr hing, fanden in ihrem Vater das beste Vorbild treuester und unermüdlicher Pflichterfüllung.

In der Persönlichkeit von Schultheß trat vor allem seine Ehrlichkeit und Schlichtheit, eine strenge Sachlichkeit und ein starker Sinn für Gerechtigkeit hervor. Seine Ueberzeugung vertrat er rücksichtslos jederzeit und gegen jedermann. Als Hoffa starb und die Gefahr drohte, daß der Berliner Lehrstuhl für die Orthopädie verloren gehen würde, da war es ein großes Glück für unsere Wissenschaft, daß wir damals in Schultheß einen Vorsitzenden hatten, der Rückgrat besaß,



und ohne zu bedenken, ob er sich persönlich nutzte oder schadete, das Interesse unserer Wissenschaft rücksichtslos vertrat. Das soll ihm nie vergessen sein!

Riedinger und Schultheß haben in ihrer Persönlichkeit wie in ihrem Leben viel Gemeinsames.

Beide waren keine Freunde des äußeren Scheines und der äußerlichen Form, im Verkehr schlicht und bescheiden, dabei aber in ihrem Urteil und ihrem Handeln klar und bestimmt, ohne je verletzend zu sein. Beide gingen als Forscher vor allem auf den Grund und es ist kein Zufall, daß sich beide gerade das schwierige Gebiet der Skoliose als Lieblingsfeld erwählt hatten.

Beide waren warmherzige, menschenfreundliche Aerzte, denen es erst in vorgerücktem Alter beschieden war, in großzügiger Weise in der Krüppelfürsorge tätig zu sein, und die, nachdem sie endlich alle äußeren Bedingungen für eine fruchtbringende soziale Tätigkeit geschaffen hatten, plötzlich aus ihrem arbeitsreichen Leben abberufen wurden — viel zu früh für ihr Werk und viel zu früh für unsere Wissenschaft!

Die deutsche Orthopädie verliert in ihnen zwei ihrer gründlichsten und ehrlichsten Forscher.

Ihr Andenken wird unvergessen in der deutschen Orthopädie fortleben.

Fritz Lange.



Arbeiten von Dr. Jakob Riedinger.

1. Zur Behandlung der Ankylosen und Kontrakturen des Kniegelenkes. Zentralbl. f. Chir. u. mechan. Orthop. Bd. 1, Heft 12. — 2. Ueber Veränderungen an Kaninchenextremitäten nach Durchschneidung des Intermediärknorpels. Zeitschr. f. orthop. Chir. Bd. 22. Ueber Folgen von Verlust beider Hoden am Ende der Wachstumsjahre. Ebendaselbst Bd. 25. — 3. Die Varität im Schultergelenk. Deutsche Zeitschr. f. Chir. Bd. 29. — 4. Zur Frage der Veränderung der Längendimensionen des Beines bei den Luxationen desselben im Hüftgelenk. Deutsche Zeitschr. f. Chir. Bd. 36. — 5. Die klinische Aetiologie des Plattfußes. Zeitschr. f. orthop. Chir. Bd. 11. — 6. Ueber eine Haltungsanomalie bei Hysterie. Münch. med. Wochenschr. 1902, Nr. 14. — 7. Ueber die mechanische Entstehung der Skoliose. Zeitschr. f. orthop. Chir. Bd. 14. — 8. Ein Fall von Spalthand. Internation. photogr. Monatschr. f. Med. u. Naturwissensch. (III), Jahrg. 1896. — 9. Die Mechanik des Fußgewölbes als Grundlage der Lehre von den Fußdeformitäten. Zentralbl. f. Chir. 1897, Nr. 15. — 10. Anbildung und Schwund oder Erhaltung der Substanz und der Funktion? Zentralbl. f. Chir. 1897, Bd. 10. — 11. Bemerkungen zum Knochenbefund in der Plantarfascie. Zentralbl. f. Chir. 1898, Nr. 26. — 12. Kleinere Mitteilungen über Luxatio femoris congenita. Archiv f. Orthop., Mechanotherapie u. Unfallchir. Bd. 3, Heft 2. — 13. Zur Aetiologie und Therapie der Luxatio femoris congenita. Aus dem Sitzungsber. d. Physik.-Med. Gesellsch. zu Würzburg, Jahrg. 1904. — 14. Ueber willkürliche Verrenkung des Oberarmes. Münch. med. Wochenschr. 1902, Nr. 10. — 15. Ueber Luxatio femoris perinealis. Münch. med. Wochenschr. 1892, Nr. 33. — 16. Ueber Luxatio femoris perinealis. Aus dem Sitzungsber. d. Physik.-Med. Gesellsch. zu Würzburg 1892. — 17. Ueber Thallin als Antipyretikum. In.-Diss. z. Erlangung der Doktorwürde, 1886. — 18. Zur Kenntnis der Verrenkungen in den Interphalangealgelenken der Finger und der Zehen. Deutsche Zeitschr. f. Chir. Bd. 36. — 19. Ueber Herzaffektionen nach Unfällen. Monatschr. f. Unfallheilk. Nr. 10 u. 11. — 20. Ueber die Entstehung des Plattfußes, speziell des sog. traumatischen Plattfußes. Monatschr. f. Unfallheilk. 1896, Nr. 10. — 21. Ein Spätsymptom einer Beckenverletzung (Os praepubicum oder traumatisches endomuskuläres Osteom). Monatschr. f. Unfallheilk. — 22. Ueber Rißverletzungen und Platzwunden der unteren Extremitäten. Monatschr. f. Unfallheilk. — 23. Zur Entstehung der traumatischen Gelenkkörper des Kniegelenkes. Aus dem Sitzungsber. d. Würzburger Physik.-Med. Gesellsch. 1898. — 24. Klinischer und experimenteller Beitrag zu den Verletzungen des Ellbogengelenkes. Monatschr. f. Unfallheilk. 1899, Nr. 10. — 25. Ueber Palpation des Kniegelenkes. Monatschr. f. Unfallheilk. 1899,



Nr. 10. — 26. Ueber Wertigkeit der Finger in bezug auf Defekt und Verbildung. Aus der Samml. klin. Vortr. Leipzig 1899, Verlag Breitkopf & Härtel. — 27. Zur Entwicklungsgeschichte der ärztlichen Vereine in Unterfranken. Bayr. Aerztl. Korrespondenzbl. 1899. — 28. Geschichte des ärztlichen Standes und des ärztlichen Vereinswesens in Franken, speziell in Würzburg. Würzburg 1899, Stahelsche Verlagsanstalt. — 29. Ueber Scoliosis traumatica. Monatschr. f. Unfallheilk. — 30. Narbenplastik an der Hand. Monatschr. f. Unfallheilk. Unfallheilkunde oder sozial-med. Praxis. Ebendaselbst. Reform im Kleinen. Ebendaselbst. Haltungsanomalie und Dérangement im Hüftgelenk. Archiv f. physikal. Med. 1901. Hackenfuß nach Spitzfuß. Archiv f. physikal. Med. u. med. Technik 1908. Hypertrophie der Wadenmuskulatur im Anschluß an Venenthrombose nach Thyphus. Archiv f. Orth. Bd. 6. Ueber willkürliche Verrenkung des Oberarmes. Münch. med. Wochenschr. 1902, Nr. 10. — 31. Ankylose. Enzyklopädie der Chirurgie von Kocher. — 32. Kontrakturen. Enzyklopädie der Chirurgie von Kocher. — 33. Morphologie und Mechanismus der Skoliose. Wiesbaden 1901, Verlag J. F. Bergmann. — 34. Die ambulatorische Behandlung der Beinbrüche. Würzburger Abhandl. aus d. Gesamtgeb. d. prakt. Med. Bd. 2, Heft 9. — 35. Ueber sogenannte ischämische Lähmungen und Kontrakturen. Mitteil. aus d. medikomechan. Zanderinstituten. Hannover 1902. — 36. Totalluxation einer Beckenhälfte. Archiv f. Orthop., Mechanotherapie u. Unfallchir. Bd. 1, Heft 3. — 37. Ueber Rotationsluxation der Lendenwirbelsäule. Archiv f. Orthop., Mechanotherapie u. Unfallchir. Bd. 2, Heft 1. — 38. Ueber einen Fall von Rotationsluxation der Lendenwirbelsäule. Aus dem Sitzungsber. der Physik.-Med. Gesellschaft zu Würzburg 1903. — 39. Internationaler Kongreß für Unfallheilkunde in Lüttich vom 29. Mai bis 1. Juni 1905. Archiv f. Orthop., Mechanotherapie u. Unfallheilk. Bd. 4, Heft 1 u. 2 und Deutsche med. Wochenschrift 1905, Nr. 25. — 40. Ueber Schlottergelenke. Würzburger Abhandl. aus d. Gesamtgeb. d. prakt. Med. Bd. 4, Heft 3. — 41. Ueber Masernosteomyelitis im Röntgenbild. Archiv f. physik. Med. u. med. Technik Bd. 1, Heft 2 u. 3. — 42. Schwedische Heilgymnastik. Enzyklopädie der praktischen Medizin von Schnirer u. Vierordt. Verband, ebendaselbst. — 43. Einfluß des Traumas bei latenten und offenbaren organischen Rückenmarks- und Gehirnkrankheiten. Internation. Kongreß f. Versicherungsmed. zu Berlin vom 11. bis 15. Sept. 1906. — 44. Chirurgie der Wirbelsäule. Lehrbuch der Chirurgie Bd. 1. Jena 1910, Verlag Gustav Fischer. — 45. Auswärtige Sprechstunden. Bayr. Aerztl. Korrespondenzblatt 1911, Nr. 14. Vergeßt die Krüppel nicht. Stürtz 1910. — 46. Technik der Massage. (Fünftes Kapitel.) Therap. Technik f. d. ärztl. Praxis, 3. Aufl. — 47. Technik der Massage. (Sechstes Kapitel.) Therap. Technik f. d. ärztl. Praxis, 4. Aufl. — 48. Erster Jahres- und Rechenschaftsbericht des Unterfränkischen Krüppelheims. Würzburg 1912. — 49. Demonstration eines Lagerungs- und Extensionstisches. Verhandl. d. Deutsch. Gesellsch. f. orthop. Chir. Bd. 9. — 50. Diskussionsbemerkung zur Abottschen Skoliosenbehandlung. Verhandl. d. Deutsch. Orthop. Gesellsch. Bd. 12. — 51. Orthopädie, Mechanotherapie. Jahrb. d. prakt. Med. 1910. — 52. Orthopädie, Mechanotherapie. Jahrb. d. prakt. Med. 1911. — 53. Chirurgie der Wirbelsäule. Lehrbuch der Chirurgie Bd. 1, 3. umgearb. Aufl. Jena 1912, Verlag Gustav Fischer. — 54. Orthopädie, Mechanotherapie. Jahrb. d. prakt. Med. 1912. — 55. Zweiter Jahres- und Rechenschafts-

bericht des Unterfränkischen Krüppelheims. Würzburg 1912. — 56. Unterfränkisches Krüppelheim in Würzburg. „Deutsche Krüppelheime". Halle a. S. 1914, Verlag Karl Marhold. — 57. Orthopädie, Mechanotherapie. Jahrb. d. prakt. Med. 1913. — 58. Chirurgie der Wirbelsäule. Lehrbuch der Chirurgie Bd. 1, 4. umgearb. Aufl. Jena 1913, Verlag Gustav Fischer. — 59. Mißbildungen, Wachstumsstörungen und Erweichungszustände der Knochen. Lehrbuch der Orthopädie von Dr. Fritz Lange. Jena 1913, Verlag Gustav Fischer. — 60. Dritter Jahres- und Rechenschaftsbericht des Unterfränkischen Vereins für Krüppelfürsorge E. V. in Würzburg 1913. — 61. Zur Abottschen Skoliosenbehandlung. Archiv f. Orthop., Mechanotherapie u. Unfallchir. Bd. 13, Heft 1. — 62. Chirurgie des Beckens. Lehrbuch der Chirurgie von Prof. Wullstein u. Prof. Wilms. Bd. 2, 4. umgearb. Aufl. Jena 1914, Verlag Gustav Fischer. — 63. Die Werkstätte als Heilmittel, Vorbereitung und Ausbildung. Zeitschr. f. Krüppelfürsorge 1916, Bd. 9. — 64. Ueber Arbeitsarme. Archiv f. Orthop., Mechanotherapie u. Unfallchir. Bd. 14, Heft 4. — 65. Ueber Kriegskrüppelfürsorge. Mit besonderer Berücksichtigung der Prothesenfrage. Archiv f. Orthop., Mechanotherapie u. Unfallchir. Bd. 14, Heft 2. Ueber die Madelungsche Deformität. Ebendaselbst, Bd. 11, Heft 1. Ein Fall von gleichz. traum. Lux. des Schlüsselbeins. Ebendaselbst. Bd. 9, Heft 1. Galerie von Fachgenossen n. Erinnerungen. Ebendaselbst, Bd. 10.

Arbeiten von Wilhelm Schultheß.

Erste Ausgabe: Beiträge zur Anatomie von Ankylostoma duodenale (Dubini), Dochmius duodenalis (Leuckart). — Ein Fall von Rhinosklerom. Aus der propädeutischen Klinik des Herrn Prof. Wyß in Zürich. — 1. Aerztlicher Bericht über den Zeitraum von der Gründung des Instituts im September 1883 bis Ende des Jahres 1890 und 1890 bis Ende des Jahres 1894. Mitteil. aus d. orthop. Institut von Dr. Lüning und Prof. Schultheß, Privatdozenten in Zürich. — 2. Noch ein Wort über Ankylostoma duodenale. Sep.-Abdr. Berl. klin. Wochenschr. 1886, Nr. 46. — 3. Ein neuer Meß- und Zeichnungsapparat für Rückgratsverkrümmungen. Sep.-Abdr. Zentralbl. f. orthop. Chir. 1887, 9. Jahrg., Nr. 14. — 4. Eine neue Kinderwage. Sep.-Abdr. Illustr. Monatschr. d. ärztl. Polytechnik 1889, 11. Jahrg. — 5. Klinische Studien über das Verhalten der physiologischen Krümmungen der Wirbelsäule bei Skoliosen. Sep.-Abdr. Zentralbl. f. orthop. Chir. 1889, 11. Jahrg., Nr. 9 u. 10. — 6. Hausschreibpult für Kinder und Erwachsene. Sep.-Abdr. Zentralbl. f. orthop. Chir. 1889, 11. Jahrg., Nr. 12. — 7. Ueber die Wirbelsäulenverkrümmung sitzender Kinder. Sep.-Abdr. Korrespondenzbl. f. Schweizer Aerzte 1890, 21. Jahrg. — 8. Demonstration einiger neuer Schulbankmodelle. (Autoreferat.) Sitzung d. Gesellsch. f. wissensch. Gesundheitspfl. Sep.-Abdr. Korrespondenzbl. f. Schweizer Aerzte 1891, 21. Jahrg. — 9. Polytechnische Mitteilungen: Verbesserter Taster-



zirkel. Sep.-Abdr. Zeitschr. f. orthop. Chir. 1892, Bd. 1. — 10. Eine neue Arbeitsschulbestuhlung in der Züricher Mädchensekundarschule. Sep.-Abdr. Zeitschr. f. orthop. Chir. 1892, Bd. 1. — 11. Aerztlicher Bericht über den Zeitraum von der Gründung des Instituts vom Jahre 1895 bis 1900. Sep.-Abdr. Zeitschr. f. orthop. Chir. 1892, Bd. 5. — 12. Untersuchung über die Wirbelsäulenkrümmung sitzender Kinder, ein Beitrag zur Mechanik des Setzens. Sep.-Abdr. Zeitschr. f. orthop. Chir. 1892, Bd. 1. — 13. Einige Bemerkungen über Messungsverfahren und Meßapparate für Skoliose. Sep.-Abdr. f. orthop. Chir. 1893, Bd. 2. — 14. Der Reklinationssitz und seine Bedeutung für die Schulbankfrage. Sep.-Abdr. Zeitschrift f. Schulgesundheitspfl. 1896, 9. Jahrg. Hamburg u. Leipzig, Leop. Voß. — 15. Ueber eine neue Behandlungsmethode der Rückgratsverkrümmungen mit redressierenden Bewegungsapparaten. Sep.-Abdr. Therap. Monatshefte. Berlin 1897, Jul. Springer. — 16. Die häufigsten Formen bei Skoliosen. Korrespondenzblatt f. Schweizer Aerzte 1897, 27. Jahrg., Nr. 3. — 17. Messung und Röntgensche Photographie in der Diagnostik der Skoliose. Sep.-Abdr. Zeitschr. f. orthop. Chir. 1898, Bd. 5. — 18. Autoreferat. Wintersitzung den 29. Jan. 1889 a. d. Saffran. Sep.-Abdr. Korrespondenzbl. f. Schweizer Aerzte 1898, Nr. 11. — 19. Zur Pathologie und Therapie der spastischen Gliederstarre, zerebrale Diplegie. Mitteil. aus d. orthop. Institut von Lüning u. Schultheß. Sep.-Abdr. Zeitschr. f. orthop. Chir. 1899, Bd. 6. — 20. Zur normalen und pathologischen Anatomie der jugendlichen Wirbelsäule. Sep.-Abdr. Zeitschr. f. orthop. Chir. 1899, Bd. 6. — 21. Paretische Lähmung der Unterschenkelmuskulatur mit partieller Hypertrophie. Klinische Demonstrationen. Sep.-Abdr. Korrespondenzbl. f. Schweizer Aerzte 1899, Nr. 9. — 22. Ueber die Erfolge der Korsettbehandlung in der Skoliosentherapie. Sep.-Abdr. Deutsche Aerztezeitung 1900, Juni, Heft 1. — 23. Offener Brief an Herrn Privatdoz. Dr. Vulpius, Heidelberg. Sep.-Abdr. Zentralbl. f. orthop. Chir. 1900, Nr. 6. — 24. Pathologie der Spondylitis tuberculosa der tuberkulösen Entzündung der Wirbel und Wirbelgelenke. Autoreferat vom Nov. 1900. Sep.-Abdr. Korrespondenzbl. f. Chir. 1901, Nr. 4. — 25. Beschreibung der skoliotischen Wirbelsäule eines jungen Schweins. Zeitschr. f. orthop. Chir. 1901, Bd. 9. — 26. Dr. med. Felix Schenk, Zur Aetiologie der Skoliose. Sep.-Abdr. Zeitschr. f. orthop. Chir. 1901, Bd. 9. — 27. Schultheß u. Lüning, Atlas und Grundriß der orthopädischen Chirurgie. (Lehmanns Handatlanten, München.) 1901, Bd. 23. — 28. Skoliosentherapie: Schultheß. Sehnenchirurgie: Lüning. Autoreferat vom 8. Juni, Gesellsch. d. Aerzte. Sep.-Abdr. Korrespondenzbl. f. Schweizer Aerzte 1901, Nr. 20. — 29. Beziehungen zwischen Schriftrichtung und Rückgratsverkrümmung. Sep.-Abdr. Jahrb. f. Schulgesundheitspfl. 1901, II. Teil. — 30. Korreferat zu den Vorträgen der Herren Prof. Combe, Dr. Scholder, Dr. Weith, Prof. Roux über Schulskoliose. Sep.-Abdr. Jahrb. f. Schulgesundheitspfl. 1901, II. Teil. — 31. Ueber die Lehre des Zusammenhanges der physiologischen Torsion der Wirbelsäule mit lateraler Biegung und ihre Beziehungen zur Skoliose unter Berücksichtigung der Lovettschen Experimente. Sep.-Abdr. Zeitschr. f. orthop. Chir. 1902, Bd. 10. — 32. Ueber die Prädilektionsstellungen der skoliotischen Abbiegungen an der Wirbelsäule nach Beobachtungen an 1140 Skoliosen. Sep.-Abdr. Zeitschr. f. orthop. Chir. 1902, Bd. 10. — 33. Die Zuppingersche Skoliosentheorie. Zeitschr. f. orthop. Chir. 1902, Bd. 10. — 34. Schule und Rückgratsverkrümmung. Sep.-Abdr. Zeitschr. f. Schulgesundheitspfl. 1902, 15. Jahrg. — 35. Nachschrift



zu Lovett: The mechanics of lateral curvature as applied to the treatment of serve cases. Sep.-Abdr. Zeitschr. f. orthop. Chir. 1903, Bd. 11. — 36. Klinische Beobachtungen über Formverschiedenheiten an 1137 Skoliosen. Sep.-Abdr. Zeitschr. f. orthop. Chir. 1903, Bd. 11. — 37. Beiträge zur pathologischen Anatomie der Wirbelsäule. Sep.-Abdr. Archiv f. Orthop., Mechanotherapie u. Unfallchir. 1904, Bd. 2, Heft 1. — 38. Die Rückgratsverkrümmungen vom Standpunkte des Versicherungsarztes. Sep.-Abdr. Berl. klin.-therap. Wochenschr. 1904, Nr. 18, 19. — 39. Die Pathologie der Skoliose. Sep.-Abdr. Zeitschr. f. orthop. Chir. 1905, Bd. 14. — 40. Die Behandlung der Skoliose nach den Grundsätzen der funktionellen Orthopädie und ihre Resultate. Sep.-Abdr. Archiv f. klin. Chir. 1905. Heft 4. — 41. Die Pathologie und Therapie der Rückgratsverkrümmungen. Sep.-Abdr. H. Joachimsthalsches Handb. d. orthop. Chir. 1905. — 42. Ueber eine häufige Form der rachitischen Skoliose. Sep.-Abdr. Zeitschr. f. orthop. Chir. 1906, Bd. 16. — 43. Die redressierenden Bewegungsapparate. Sep.-Abdr. Handbuch d. orthop. Chir. 1906. — 44. Zur Behandlung der Skoliose in horizontaler Lage der Wirbelsäule vermittels aktiver Abbiegungen. Sep.-Abdr. Zeitschr. f. orthop. Chir. 1906, Bd. 16. — 45. Was kann von seiten der Schule zur Bekämpfung der Rückgratsverkrümmungen getan werden? Sep.-Abdr. Zentralbl. f. Chir. u. mechan. Orthop. usw. 1907, Bd. 1, Heft 10. — 46. Die Skoliose. Schulhyg. Taschenbuch. Hamburg u. Leipzig 1907, Leop. Voß. — 47. Autoreferat über den Ersatz des gelähmten Quadriceps femoris auf operativem Wege. Sep.-Abdr. Korrespondenzbl. f. Schweizer Aerzte 1907, Nr. 10. — 48. Zur Gründung einer öffentlichen Schweizer Anstalt für unbemittelte krüppelhafte Kinder in Zürich. Sep.-Abdr. „Neue Zürcher Zeitung“ (Feuilleton) 1907. — 49. I tipi dell' affezione tuberculare della colonna vertebrale. Sep.-Abdr. Archivio di Ortopedia 1908. Bd. 25. — 50. Ueber die sog. konkavseitige Torsion der Wirbelsäule. Schädelasymmetrie bei kongenitaler Skoliose. Sep.-Abdr. Zeitschr. f. orthop. Chir. 1908, Bd. 19. — 51. Gesuch des Ausschusses der Deutschen Gesellschaft für orthopädische Chirurgie betreffend die Wiederbesetzung des Lehrstuhles für orthopädische Chirurgie an der Universität Berlin. Sep.-Abdr. Verhandl. d. Deutsch. Gesellsch. f. orthop. Chir. 1908, Bd. 7. — 52. Ueber eine Form von Berufsskoliose. Sep.-Abdr. Zeitschr. f. orthop. Chir. 1908, Bd. 22. — 53. Die Krüppelfürsorge. Vortrag am I. Schweiz. Informationskurs in Jugendfürsorge vom 31. August bis 12. September 1908 in Zürich. Sep.-Abdr. Jahrb. d. Schweiz. Gesellsch. f. Schulgesundheitspfl. 1908. — 54. Ueber die Funktionsprüfung der Muskeln bei Lähmungszuständen vermittels des Bewegungsexperimentes. Sep.-Abdr. Verhandl. d. Deutsch. Gesellsch. f. orthop. Chir. Bd. 8. Zeitschr. f. orthop. Chir. 1909, Bd. 24. — 55. Das orthopädische Schulturnen am XVII. Allgemeinen Deutschen Turnlehrertag in Darmstadt. Sep.-Abdr. Zeitschr. f. orthop. Chir. 1909, Bd. 26. — 56. Schule und Rückgratsverkrümmung. Sep.-Abdr. Zeitschr. f. orthop. Chir. 1910, Bd. 27. — 57. Schule und Rückgratsverkrümmung. Sep.-Abdr. Korrespondenzbl. f. Schweizer Aerzte 1910, Nr. 30. — 58. Discorso letto all' Istituto Ortopedico Rizzoli, in occasione del Conferimento del Premio internazionale di ortopedia Umberto I per l'anno 1910. Bologna 1911, Stabilimento poligrafico Emiliano. — 59. Zur Stellung der Orthopädie in der Medizin. Sep.-Abdr. Schweiz. Rundsch. f. Med. Bd. 7, Nr. 16 und Zentralbl. f. Chir. u. Orthop. 1911, Bd. 5. — 60. Ueber Anomalien der Wirbelsäule an der lumbosakralen Grenze. Sep.-Abdr.

Verhandl. d. Deutsch. Gesellsch. f. orthop. Chir. 1912, Bd. 11. — 61. Die Krüppelfürsorge. 112. Neujahrsblatt der Hilfsgesellschaft in Zürich aufs Jahr 1912. (Schultheß & Co., 1912.) — 62. Aetiologie und Behandlung des Hohlfußes. Sep.-Abdr. Verhandl. d. Deutsch. Gesellsch. f. orthop. Chir. 1912, Bd. 11. — 63. Referat über orthopädisches Schulturnen, Haltungsfehler und leichte Rückgratsverkrümmungen im Schulalter, deren Verhütung und Bekämpfung durch geeignete Uebungen von Prof. Schmidt und Schroeder. Monatschr. f. d. Turnwesen 31. Jahrgang, Heft 4. Berlin 1912, Weidmannsche Buchhandl. — 64. Ueber orthopädische Gymnastik. Sep.-Abdr. Korrespondenzbl. f. Schweizer Aerzte 1912, Nr. 6. — 65. Ueber Rückgratsverkrümmungen, ihre Ursachen und ihre Behandlung. Vortrag am Schweiz. Turnlehrertag in Zürich 1912. Monatschr. f. d. phys. Erziehung der Jugend 1914, 25. Jahrg., Nr. 6. — 66. Die Anstalt Balgrist, schweizerische Heil- und Erziehungsanstalt für krüppelhafte Kinder und orthopädische Poliklinik. Sep.-Abdr. Festschr. d. Dozenten d. Universität Zürich 1914. — 67. Ueber Formveränderungen der Knochen an gelähmten Extremitäten. Sep.-Abdr. Verhandl. d. Deutsch. Gesellsch. f. orthop. Chir. 1915, Bd. 22. — 68. Theorie und Praxis in der Abbotschen Behandlung der Skoliose. Sep.-Abdr. Verhandl. d. Deutsch. Gesellsch. f. orthop. Chir. 1915, Bd. 13. — 69. Mitteilungen aus der Anstalt Balgrist. Der große Uebungssaal. Sep.-Abdr. Zeitschr. f. orthop. Chir. 1917, Bd. 36. — 70. Mitteilungen aus der Anstalt Balgrist. Zeitschr. f. orthop. Chir. 1917, Bd. 36.

I.

Aus dem orthopädischen Spital und den Invalidenschulen in Wien
(k. u. k. Reservespital 11,
Kommandant Oberstabsarzt Prof. Dr. Hans Spitzy).

Medizinisch-technische Grenzgebiete.

Von **H. Spitzy.**

In diesem ungeheuren Kriege sind auch an uns Fachärzte Fragen herangetreten, an deren Lösung man früher kaum gedacht. Wir alle standen Anforderungen gegenüber, die in solchem Umfang und solcher Dringlichkeit im Frieden niemals vorhanden waren; niemals hatte man in früheren Kriegen mit solchen Massen zu rechnen wie jetzt. Anderseits waren die in den letzten Jahrzehnten gemachten wissenschaftlichen Fortschritte so große und richtunggebende, daß man sich mit den medizinischen Erfolgen früherer Kriege nicht mehr zufrieden geben kann. Es sind viele ärztliche Fragen in wunderbarer Weise gelöst, wie die Bekämpfung der Seuchen, die Hintanhaltung ihrer Verbreitung; viele Disziplinen mußten sich an andere, ganz eigenartige Verhältnisse anpassen, ein großer Teil jener Lehren, die im Frieden als feststehend angesehen wurden, mußten sich mehrfache Beugung gefallen lassen. Die Wundbehandlung hatte sich den durch den Krieg geschaffenen anderen Verhältnissen anzubequemen, manche Methoden, die im klinischen Operationssaal durchführbar, empfehlenswert, ja geboten sind, begegnen in der Feldchirurgie unüberwindlichen Schwierigkeiten. Anderseits hoben sich wieder die Feldeinrichtungen zu früher kaum geahnter Höhe, wie die tadellose Ausgestaltung der Feldspitäler und ambulanten Krankenanstalten beweist, die über Einrichtungen verfügen, die früher viele Kliniken nicht besaßen.

Auch für uns Orthopäden wuchs aus dem Kriege eine immer größer werdende Aufgabe heraus, die wir nur mit Anspannung aller

Kräfte und Zuhilfenahme aller organisatorischen Fähigkeiten bewältigen können.

Bald nach Beginn des Krieges, im Winter 1914/15, tauchte eine neue, immer dringlicher werdende Frage auf: Mit der Wundbehandlung ist die ärztliche Tätigkeit nicht erledigt. Es wurden immer mehr Klagen laut, nicht nur bei uns in Oesterreich, sondern allerorten, auch in den Staaten mit dichterem Aerztenetz: die Behandlung sei nicht genügend funktionell, der Ruf um eine nach orthopädischen Grundsätzen durchgeführte Nachbehandlung, die wieder zu erwerbstüchtigen Gliedmaßen, zu bewegungsfähigen Gelenken führen solle, wurde immer vernehmlicher und führte schließlich zur Errichtung von Anstalten im Hinterlande, die diesen Zwecken gewidmet sein sollten. Man sah immer mehr ein, daß die Nachbehandlung schon während der Behandlung anfangen solle, wie ja überhaupt die Trennung zwischen Behandlung und Nachbehandlung, wenn sie auch amtlich als Nachheilung vielfach festgelegt ist, vom klinischen Standpunkt natürlich ein Unding ist. So manche Nachbehandlung wäre durch eine vernünftige, nach orthopädischen Gesichtspunkten geleitete Behandlung überflüssig gemacht. Jedenfalls sollen Nachbehandlungsgrundsätze schon die Behandlung durchdringen. Dieser Erwägung folgten die Heeresverwaltungen, die bald nach Beginn des Krieges Anstalten einrichteten, in denen Behandlung und Nachbehandlung nach modernen Grundsätzen durchzuführen waren. So wurde unsere Wiener Anstalt schon im Januar 1915 eröffnet. Es reihten sich daran in rascher Folge die Münchener, Budapester, Berliner Anstalten, die große Anstalt in Ettlingen und andere mehr, mit all den Einrichtungen, die schon mehrfach beschrieben sind. Man suchte die Verletzten durch orthopädisch-chirurgische Operationen, durch Behandlung mit physikalischen Methoden, durch Verbreitung von Apparaten und künstlichen Gliedmaßen teils wieder heerfähig, teils wenigstens erwerbstüchtig zu machen und durchweg mit großen Erfolgen.

Aber jetzt zeigte sich ziemlich deutlich der Pferdefuß unserer ärztlichen Ausbildung. Sie ist, was orthopädisches Wissen anlangt, vollständig unzulänglich. Es war auf einmal Not an orthopädisch ausgebildeten Aerzten. Wo aber diese für die vielen Rekonvaleszentenheime für Invalide, für die Nachbehandlungs-

anstalten finden, die ja ohne diesbezüglich geschulte Aerzte einen Schlag ins Wasser darstellen? Bei allen Besuchen von Spitälern und besonders Spitälern, die der Nachbehandlung gewidmet sind, macht man nahezu überall dieselbe Beobachtung, daß es den Aerzten, auch den chirurgisch gut geschulten Aerzten an orthopädischer Ausbildung und infolgedessen auch am nötigen Interesse gebricht. Die Durchführung einer planmäßigen und nur so erfolgreichen Nachbehandlung setzt nun einmal entsprechende Vorbildung und gewisses technisches Können, einen technisch geschulten Blick voraus, ohne welche die Orthopädie undenkbar ist und die Aerzte in einer Nachbehandlungsanstalt unrettbar den Mechanikern, Bandagisten und Masseuren ausgeliefert sind.

Es fällt aus dem Rahmen dieser Erörterungen, zu fragen, warum die Ausbildung gerade in Orthopädie, der für die Nachbehandlung wichtigsten Fachwissenschaft, von der Unterrichtsverwaltung bislang so stiefmütterlich bedacht wurde, warum wir so wenig orthopädische Schulen, sei es als Kliniken, sei es als nachklinische Unterrichtsanstalten, besitzen, während in anderen Staaten, wie z. B. in Amerika, die Orthopädie teils auf der Universität und in Colleges gelehrt, teils den Aerzten in „Postgraduates Schools", in nachklinischen Lehranstalten, vorgetragen wird. Wenn auch an chirurgischen Kliniken orthopädische Abteilungen eingerichtet sind, so fehlt es doch durchschnittlich sowohl an Lehrern, wie den ersten Kräften der chirurgischen Kliniken an Zeit und infolgedessen auch an Interesse, sich mit den sich oft bis in wirklich unerfreuliche Kleinigkeiten verlierenden orthopädischen Fragen eingehend zu beschäftigen. Und doch kann die Ausbildung in der orthopädischen Wissenschaft wie in jeder anderen nur von einem erfahrenen Lehrer durchgeführt werden, während an den Kliniken meist nur jüngere Kräfte dafür zur Verfügung stehen.

Die Erfahrungen in diesem Kriege werden es der Heeresverwaltung als dringende Forderung erscheinen lassen, der Ausbildung der Aerzte in diesen Disziplinen größere Aufmerksamkeit zuzuwenden. In lange dauernden Kriegen, wie in dem jetzigen, ist es eine brennende Frage, ob es gelingen wird, bei richtiger Nachbehandlung ein steifes Gelenk wieder beweglich und den Mann wieder heerfähig zu machen, ob unbeweglich versteifte Finger wieder die Waffen werden führen können. In einem Kriege wie dieser, wo jeder kampffähige Mann gebraucht wird, wo jeder zum Pflug und zum Gewerbe arbeitsfähig

Zurückkehrende ein volkswirtschaftliches Kapital darstellt, sind alle Faktoren gezwungen, diesen Fragen den allergrößten Wert zuzumessen.

Eine Rekonvaleszentenabteilung nach der anderen, Nachbehandlungsanstalten, Prothesenwerkstätten mußten erstehen, doch war kaum ein Zehntel der notwendigen Zahl von Orthopäden vorhanden. Man suchte sich bei uns so zu helfen, daß auf meinen Antrag Nachbehandlungskurse für Aerzte in meiner Anstalt eingerichtet wurden, in welchen in der allergedrängtesten Form den hierzu befohlenen Aerzten die Grundbegriffe und Richtungslinien, größtenteils durch praktischen Anschauungsunterricht, gezeigt und gelehrt wurden. Drei bis vier Wochen standen höchstens zur Verfügung, länger konnten die Anstalten ihre spärlichen Aerzte auch nicht entbehren. Ob es da wohl möglich war, z. B. aus einem Zahnarzt einen Orthopäden zu machen, inwieweit das Gesehene und Gehörte „verdaut" wurde, bleibt dahingestellt. Wenn nur soviel dabei herauskam, daß der zurückkehrende Arzt wußte, was mit den Leuten anzufangen sei, wieviel in den ersten Formationen, denen er angehört, erreicht werden kann, welche Fälle größeren Anstalten zuzuschicken sind und wie die Massenbehandlung anzupacken ist.

Für die größeren Nachbehandlungsanstalten wurden die Aerzte auf längere Zeit zur Ausbildung zugeteilt. Sie mußten sich ja nicht nur die allgemeinen Grundsätze aneignen, sie mußten auch in technischen Fragen genau unterrichtet werden, müssen Konstruktions- und Werkstättenpraxis bekommen und müssen schließlich organisieren lernen. Den Mangel an tüchtig ausgebildeten Fachleuten kann man nur durch eine wohldurchdachte Organisation mildern, wie man sich auch in anderen Fragen bei zunehmendem Mangel durch Organisation zu helfen sucht.

Es wäre wohl ohne Zweifel das beste, kleine Anstalten einzurichten, mit ungefähr 200 Betten, und an deren Spitze orthopädisch geschulte Aerzte zu stellen mit einigen Hilfskräften. Die Durcharbeitung des Materials wäre auf diese Weise am besten und sicherer Erfolg so am ehesten zu erreichen. Doch scheitert dieser Vorschlag an der Flut der Hilfsbedürftigen und dem Mangel an entsprechenden Aerzten. So hilft man sich damit, große Anstalten zu errichten und an deren Spitze Fachorthopäden zu stellen, die dann aber wohl kaum mehr als die operative Tätigkeit und Organisation, höchstens noch eine konsiliare Aufsicht den Abteilungsärzten gegenüber ausüben können. Ihre wichtigste Arbeit besteht dann wohl darin, Lehrer für die unterstellten



Aerzte und Hilfspersonen zu sein und sich nicht in kleinere Fragen zu verlieren.

Wenn das ganze Krankenmaterial nach Krankheiten getrennt wird, wenn in die einzelnen Abteilungen nur ganz bestimmte Fälle kommen, nur ganz bestimmte Behandlungsarten vorgenommen werden, ist es ungleich leichter, Hilfspersonal abzurichten, als wenn diese Trennung nicht durchgeführt wird. Aus diesem Grunde wird bei uns das Krankenmaterial streng geteilt. Nervenfälle, Kontrakturen, erste Prothesen, Behelfsprothesen, Invalidenschulen sind räumlich und was das Personal anbelangt, getrennt, ja die Teilung geht so weit, daß auch in den einzelnen Abteilungen die gleichartigen Fälle möglichst zusammengelegt werden, alle Kniegelenkskontrakturen zusammen, alle Schultergelenkskontrakturen zusammen usw. Wenn nun eine von den Schwestern, die unter Aufsicht des Arztes monatelang nur Kniegelenkskontrakturen zu behandeln hat, wenn einer dieser Masseure, schließlich auch einer der Aerzte anderweitig gebraucht wird, so ist diese Lücke keine so große und jedenfalls leichter auszutüllen, als wenn eine allseitig ausgebildete Hilfskraft plötzlich fehlt.

Aber nicht das Aerzte- und Hilfspersonal allein kann durch eine gute Organisation „gestreckt" werden. Auch geschulte Arbeiter, Mechaniker, Bandagisten, sind schwer zu erlangen, denn für alle Prothesenanstalten, Bandagenwerkstätten stellen die Munitionsfabriken und Arsenale Konkurrenzanstalten schlimmster Art dar, da sie nahezu dieselben Arbeiter und zwar noch dringender benötigen. Auch hier muß man sich mit dem Vorhandenen bescheiden und das geht, wenn man von dem gewöhnlichen Werkstättenbetrieb abgeht und zum Fabriksbetrieb übergeht. Die vorhandenen geschulten Kräfte werden zur Aufsicht benutzt und durch weitgehendste Arbeitsteilung (Taylorsystem) ist man auch in der Lage, mit minderwertigen Arbeitskräften dasselbe zu leisten, besonders wenn die einzelnen Prothesen- und Apparateteile gleichartig hergestellt, normalisiert werden und nur ihre Zusammenstellung geschulte Kräfte beansprucht. Auf diese Weise kann der im Organisieren geschulte Leiter, ähnlich wie ein weitblickender Fabrikdirektor, auch bei einer geringen Anzahl von gelernten Arbeitern mit „ungelernten" durchkommen.

Er muß aber auch unbedingt die Arbeit selbst verstehen und zu diesem Zweck muß er technisch denken und arbeiten lernen. Unter den Aerzten sind es, abgesehen von den Orthopäden am ehesten die Zahnärzte, die ihrem Fach entsprechend eine



Vorliebe für technisches Können haben. Ohne dieses aber ist eine ersprießliche Arbeit des Orthopäden undenkbar, er wird sich in allen technischen Fragen schwer zu helfen wissen und besonders, wo es sich um Dinge handelt, die über das rein Medizinische hinaus in das Reich der Technik hinüberspielen.

Medizinisch-technische Grenzgebiete bilden sich überall dort heraus, wo wir zur Unterstützung von Funktionen oder zum Ersatz des Verlorenen Behelfe nötig haben, zu deren Herstellung technisches Sehen und meist auch technisches Können notwendig ist. Es ist ein Gebiet, auf dem sich Arzt und Techniker begegnen, auf welchem sie vereint vorgehen sollen, um das ersehnte Ziel zu erreichen.

Es wird der orthopädischen Wissenschaft der Vorwurf nicht erspart bleiben, daß sie es bis jetzt nicht verstanden hat, die Kunst der Bandagisten auf jene Höhe zu heben, wie z. B. die Zahnärzte die Zahntechniker gebracht haben. Die Gründe hierfür sind wohl wieder in den eingangs erwähnten Momenten zu suchen. Die oft nur flüchtig ausgebildeten Orthopäden haben meist selbst wenig Werkstättenpraxis, die Institute sind mangelhaft eingerichtet, verfügen oft nicht über eigene Werkstätten, ohne die natürlich ein gründliches Erlernen der Techniken unmöglich ist. Ebenso wie die Eisenbahnbeamten Streckendienst machen müssen, auch wenn sie eigentlich vorhaben, Sektionschef im Eisenbahnministerium zu werden, so müßte der werdende Orthopäde wenigstens soviel von der Werkstättentechnik kennen, daß er die Arbeit, die zur Herstellung einer Prothese oder eines Apparates nötig ist, selbst ausführen kann, denn nur dann wird er sie angeben können, die Fehler in der Herstellung beurteilen können, nur dann ist er imstande, dem Mechaniker oder Bandagisten zu sagen, wie diese Fehler zu beheben wären. Sonst ist er hilflos dem Arbeiter gegenüber, der natürlich aus eigenem Interesse seine immer starren, gleichbleibenden Handwerksprinzipien vorschiebt.

Und weil eben die Aerzte selbst nicht genügend ausgebildet sind, deshalb können sie nicht befruchtend auf das Bandagistengewerbe einwirken, deshalb ist dieses in handwerksmäßigem Tun gewissermaßen erstarrt. Nach bestimmten Normen werden die Apparate angefertigt, schlecht und recht, rein handwerksmäßig, ebenso wie die Schuhmacher seit Jahrhunderten nach derselben Methode die Schuhe verfertigen und jeder Anregung zur Aenderung einfach erwidern: Das geht nicht. Die immer weiter greifende Mecha-



nisierung in Fabrikbetrieben ist nur der verdiente Lohn für ihre handwerkliche Rückständigkeit. Aehnlich liegen die Verhältnisse bei den Bandagisten. Sie verharrten bei Anregungen, die sie von einzelnen oft längst überholten Autoren erhalten hatten, ohne sie weiterzubilden, paßten diese ihrem Handwerk an statt umgekehrt und blieben so bei ihrem Leisten. Ein selten genialer Erfinder, Künstler, mit anatomischem Blick und großem Können wie Hessing lenkte die Augen auf neue Gesichtspunkte. Aber auch hier macht sich der verflachende Einfluß des Gewerbes geltend. Da Hessing seine Apparate im Gegensatz zu vielen Aerzten nicht patentierte, machen wohl alle Bandagisten „Hessingapparate", aber sie sind auch danach, nur dem Schein und nicht dem Wesen nach. Hessing weiß sehr wohl, daß die Güte seiner Apparate außer in der anatomisch tadellosen Ausführung in der äußerst exakten Anpassung liegt. Die Patienten müssen gleichsam in die Apparate hineinwachsen, brauchen tägliches Nachkontrollieren und Wiederanpassen, bis sie entlasen werden. Das Bandagistengewerbe aber paßt den Hessingapparat seiner Ladenpraxis an, nach Gipsmodellen werden die Apparate gemacht, einige Male anprobiert und dann dem Patienten geliefert, oft mit „Modifikationen" und Vereinfachungen, die direkt dem Sinne und Geiste des Apparates, wie er von seinem Erfinder erdacht wurde, zuwiderlaufen. Ich erinnere nur an Hüftbogen, die nach allen Seiten abstehen, an Coxitisapparate mit Beckenteilen aus hartem Walkleder und mit Bügeln, die mehr zum Schmuck als zum Heilzweck außen aufgenietet sind. Alles Beispiele, die man jeden Tag sehen kann. Und die Schuld daran: der Arzt natürlich. Nur wenige Fachkollegen haben ihre Werkstätten im Hause und kümmern sich persönlich um die Erzeugung der Apparate. Die meisten geben die Arbeit dem Bandagisten, übernehmen nur die Arbeit, lassen aber im übrigen den Arbeiter schalten und walten, was Stärke des Materials, Querschnittsbestimmung, Güte des Materials, Anordnung der Teile betrifft, wie er will. Sie sind wohl auch vielfach nicht imstande, genaue Einzelheiten anzugeben, aus den früher erwähnten Gründen. Da machen es die Zahnärzte anders. Der Zahntechniker arbeitet im Nebenzimmer, ist bei der Modellabnahme dabei, bekommt bis ins einzelne gehende Angaben, in seiner Gegenwart probiert der Arzt, jede Feder, jede Klammer, jeder Stift wird besprochen. Und wenn sich die Zahntechniker in Ueberhebung ihres Könnens bereits als selbständiger Beruf fühlen, so haben sie ihre Stärke wohl ausschließlich



den Fachärzten zu verdanken, während das bei den Bandagisten nicht der Fall ist. Bezeichnenderweise sind diese bei uns nicht einmal ein eigenes Gewerbe, sondern werden den Handschuhmachern zugezählt.

Nur ein Bruchteil der Aerzte ist so weit orthopädisch geschult, daß sie einen Apparat genau angeben können, sie verlassen sich diesbezüglich auf den Handwerker und verfolgen beiläufig den Weg, den ein Internist nehmen würde, wenn er als Hausarzt seine Patienten zum Zahntechniker sendet. Es besteht gar kein Zweifel, daß dieser gelegentlich einmal eine sehr gute Zahnprothese machen wird und die Einschaltung eines Zahnarztes erspart bleibt. Und doch wird dies aus guten Gründen unterlassen: die Patienten wollen es nämlich selbst nicht. Bei orthopädischen Fragen ist nur der oberste Teil der Patienten so weit, daß er es vorzieht, den Rat des Facharztes vor der Inanspruchnahme des Bandagisten einzuholen.

Ohne fachlichen Rat und ohne ärztliche Mitarbeit bleibt das Handwerk auf sich selbst angewiesen und verknöchert. Die technischen Errungenschaften des letzten Jahrhunderts gingen nahezu spurlos an ihm vorüber. Die in anderen Betrieben schon lange eingeführten Neuerungen und Besserungen machte sich das Bandagistengewerbe wenig zunutze. Gelenkachsen wurden weiter im Handbetrieb hergestellt, ja, ich kenne Bandagisten, die sogar ihre Schrauben noch im Handbetrieb erzeugen. Von einer Prüfung des Materials auf Festigkeit, Vermeidung gefährlicher Querschnitte oder Vermeidung von Schwächung durch Bohrlöcher usw. ist keine Rede. Auch Instrumente, wie z. B. Elevatorien, werden an der am meisten beanspruchten Stelle aus kosmetischen Gründen am dünnsten gearbeitet. Wenn etwas bricht, so wird es ausgebessert oder ersetzt, ohne daß man aus dem Bruchschaden die notwendige Lehre zieht, das geht natürlich auf Kosten der Sache und der Patienten. Jetzt, da auf einmal die Anforderungen so große geworden sind, würden sich diese Fehler ins Unermeßliche steigern und eine Erledigung der dringend gewordenen Massenaufgabe unmöglich machen.

Diese ganzen Mängel lagen zu offenkundig am Tag, als daß nicht die Oeffentlichkeit und besonders technische Kreise darauf aufmerksam geworden wären. Immer wenn in einem Artikel die Nachfrage groß und die technischen Errungenschaften weit genug fortgeschritten waren, um eine Massenerzeugung möglich zu machen, ging die Herstellung dieses Gegenstandes aus dem handwerksmäßigen in den Fabrikbetrieb über. So ging es mit dem Schuhmachergewerbe

und so mußte es auch mit den Prothesen und landläufigen Apparaten kommen. Die handwerksmäßige Erzeugung der gangbaren Typen der Behelfsprothesen und Kunstbeine konnte unmöglich die nötige Zahl liefern und es besteht kein Zweifel, daß die fabrikmäßige Herstellung der einzelnen Stücke genauer und einheitlicher ist. Es drängte also alles nach einem Zustand, den man Normalisierung der Teile nennt. Der Gedanke wurde in Wien zuerst von einem führenden Ingenieur (Exzellenz Dr. W. Exner) ausgesprochen, es bildete sich rasch eine Gruppe von Ingenieuren und Aerzten, die sich unter seiner Leitung gewissermaßen auf neutralem Boden fanden. Seiner überragenden Persönlichkeit ist es gelungen, Faktoren, die sonst wenig miteinander in Berührung kamen, zu gemeinsamer Arbeit zu vereinigen. In den vom Verein „Technik für Kriegsinvalide" abgehaltenen Sitzungen ist es zum erstenmal zu einem regen Meinungsaustausch zwischen Aerzten und Ingenieuren gekommen. Auch in unserem Spital wurden sofort nach seiner Errichtung Ingenieure zur Fachberatung zugezogen, doch bewegte sich auch hier anfänglich die Erzeugung von Prothesen und Apparaten in handwerksmäßigen Bahnen. Sobald jedoch die Zahl der Patienten tausend und mehr erreicht hatte, sah man ohne weiteres ein, daß es auf diesem Weg nicht vorwärts gehen könne. Zwar wurde auch die Außenindustrie ausgiebig beschäftigt, doch hatte dies seine Schwierigkeit. Für die Herstellung von individuellen Apparaten ist es unbedingt notwendig, daß Werkstätte und Patient einander immer zur Verfügung haben, und wenn auch eingerichtet wurde, daß die Außenbandagisten an einem bestimmten Tage nach Angabe des Arztes Maß und Modell zu nehmen hatten, an einem bestimmten Tage unter Beisein des Arztes zu proben und unter Beisein des Arztes schließlich die Prothese zu übergeben hatten, so ist dies alles wieder nur bei den gewöhnlichen Fällen, bei welchen sich wenig Schwierigkeiten ergeben, klaglos durchführbar. Schon ungewöhnlichere Stümpfe brauchen ungezählte Proben. Nicht selten muß ein oder das andere Modell ganz verworfen werden, die Ansicht des Patienten, des Arztes und schließlich auch des Bandagisten ändert sich oft während der Proben; Apparate, die anfänglich zweckmäßig erschienen, stellen sich während der Proben als minder tauglich heraus und müssen von Grund aus geändert werden. Hier trat auch die finanzielle Frage in den Vordergrund, da derlei Proben und Aenderungen immerhin erhebliche Kosten verursachen.

Mit handwerksmäßigem Betrieb allein und mit der Beschäftigung der Außenindustrie konnte man sein Auslangen nicht mehr finden.

Man war deshalb gezwungen, zum Fabrikbetrieb überzugehen. Der Fabrikbetrieb erfordert nun wieder eine gewisse Einheitlichkeit in der Art der hergestellten Gegenstände. Es mußten Typen festgelegt werden, die dann schablonenmäßig weiter erzeugt werden. So können Teile der Behelfs- und Dauerprothesen, deren Herstellung nicht schon die Anwesenheit des Patienten erfordert, in fabrikmäßiger Erzeugung im großen hergestellt werden und nur zur Zusammenstellung der einzelnen mechanischen Gebilde bedarf es dann der Anwesenheit des Patienten und Arztes. Dieser fabrikmäßige Betrieb, der sich in unserem Spital von selbst ergeben hat und der wohl in jeder anderen Anstalt mit ähnlich großer Patientenzahl ebenso notgedrungen erstehen wird, hat sich unter Einhaltung gewisser Vorbedingungen, an denen nicht gerüttelt werden darf, auf das beste bewährt.

Diese Vorbedingungen verdienen genauere Besprechung.

Wie früher erwähnt, müssen für die Massenerzegung feststehende Typen geschaffen werden, die jedoch vorher bereits vollkommen ausgeprobt sein müssen. Wenn sie nicht unbedingt feststehen, sondern immer wieder geändert werden, lohnt sich die Massenerzeugung schlecht. Es ist deshalb notwendig, daß einem derartigen Betrieb Versuchswerkstätten, gewissermaßen orthopädische Laboratorien angegliedert sind. Nur was sich durch Ausprobieren als konstruktionsmöglich und funktionstüchtig erwiesen hat, was sowohl technisch wie ärztlich geprüft ist, darf in größeren Mengen erzeugt werden. Ueber die fabrikmäßige Herstellung ist vom ärztlichen Standpunkt wenig zu sagen, sie geschieht und hat zu geschehen nach Grundsätzen, die technischen Betrieben geläufig sind: möglichste Teilung der Arbeit, möglichste Ausnutzung der vorhandenen Kräfte, erfahrene Orthopädiemechaniker leiten die einzelnen Abteilungen, während die Arbeit vielfach von wenig geschulten, jedenfalls nicht als Orthopädiemechaniker ausgebildeten Arbeitern geleistet werden kann. Hier ist bereits ein großes Feld, in dem sich Ingenieur und Arzt berühren, doch kommt hier die Tätigkeit des Arztes nur in zweiter Linie in Betracht; falls sich während der Anpassung oder während der Ingebrauchnahme der Prothese oder des Apparates Mängel ergeben, haben Arzt und Techniker zusammen diese abzustellen, und wird der Ingenieur hier dem auf Erfahrung beruhenden Einwurf des Arztes Gehör schenken.

Viel inniger jedoch gestaltet sich das Zusammenarbeiten beider in



jenem Teil des Betriebes, den wir oben als Vorbedingung für das Gelingen des Ganzen bezeichneten: in der Versuchswerkstätte. Das Ausarbeiten der einzelnen, für die unendliche Reihe der verschiedenen Deformitäten notwendigen Apparate macht eine Durchdringung der ärztlichen und technischen Arbeit unerläßlich. Eine Dreiteilung hat sich uns als sehr zweckmäßig erwiesen. An der Hand eines Beispieles wird es mir eher möglich sein, einen richtigen Ausdruck für den einzuschlagenden Weg zu finden, als dies mit abstrakten Worten möglich ist. Wir nehmen den Fall an, es sei für einen Vorderarmamputierten mit ganz kurzem Unterarmstumpf eine zweckentsprechende Prothese zu bauen. Der Patient gehört einem repräsentativen Beruf an, er will eine Prothese mit beweglichen Fingern, will den ganz kurzen Stumpf, der nur wenige Zentimeter lang ist, ausnützen zur Ellbogenbeugung, möchte Schnurzüge vermeiden und trägt alle diese seine Wünsche dem behandelnden Arzte vor. Der Arzt macht sich den Plan, wie diese Wünsche zu erfüllen sind. Es geht auf mehrfache Weise. Wenn es möglich ist, den kurzen Stumpf zu fassen, so könnte dieser mit den Kraftquellen der in ihm inserierenden Muskeln die Prothese im Ellbogengelenk mitbewegen, aber er könnte sich ebensogut leer bewegen in der festgestellten Prothese und dieser Leergang könnte zum Beugen und Strecken der Finger ausgenutzt werden. Um diese vorgesteckten Ziele zu erreichen, braucht man einen feststehenden Plan, bevor der Arbeiter, der gewohnt ist nach einer Werkstättenzeichnung oder nach einem vorgelegten Modell zu arbeiten, sich an die Ausführung machen kann. Und hier soll der Ingenieur einsetzen. Er soll mit dem Arzt, der die Forderung stellt und gewissermaßen den Weg weist, gehen und die Trasse abstecken, genau die Pläne machen, nach welchen der Weg gebahnt werden soll, und wenn sich während des Baues Schwierigkeiten ergeben, so wird wieder nur die innige Zusammenarbeit beider sie überwinden können. Der Ingenieur dient dem Arzt als Vermittler zwischen Wissenschaft und Werkstätte; aber auch dort, zwischen Ingenieur und Werkstättemeister, wird mancher neue Gesichtspunkt auftauchen. So sind wir unseren Werkmeistern vielfach zu großem Danke verpflichtet. Da ihr guter Rat in keiner Weise geringer anzuschlagen ist wie der des Arztes oder des Ingenieurs, habe ich es mir zum Grundsatze gemacht, bei jeder neuen Konstruktion anzugeben: den Namen des Arztes, der die Forderung gestellt und die Bahn gewiesen, den Namen des Ingenieurs, der den Plan



gemacht, und den Namen des Werkmeisters, der ihn ausgeführt hat. Diese Zusammenarbeit ist in unserem Spital nach mancherlei Fehlern und Entgleisungen als das Beste erkannt worden.

Dem fabrikmäßigen Betrieb unserer Prothesenwerkstätten ist auch ein Konstruktionsbureau angegliedert mit allen Behelfen und Einrichtungen zur zeichnerischen und ingenieurmäßigen Behandlung der einzelnen Probleme. In direktem Anschluß an dieses befindet sich die Versuchswerkstätte mit geübten Mechanikern, die die einzelnen durchbesprochenen Modelle zu verfertigen haben, wobei es jedoch auch gestattet ist, Ideen, die vorgebracht wurden, an Modellen auszuproben. Wir begrüßen es insbesondere, daß in den Werkstätten Prothesenträger und Einarmige arbeiten, da sie naturgemäß für ihre eigene Bedürfnisse das beste Empfinden und den schärfsten Blick haben. Wenn sich damit noch zufällig technisches Können verbindet, so sind sie wohl die besten Werkmeister, die man sich für diese Zwecke wünschen kann.

Bei dieser Zusammenarbeit von Aerzten und Ingenieuren grenzt sich die Arbeit und damit die Machtsphäre der einzelnen von selbst ab. So wie es Gebiete gibt, auf welchen sie aufeinander angewiesen sind, so gibt es bei dieser Arbeit wieder Gebiete, auf welchen sie getrennt vorgehen können, ohne einander in das Gehege zu kommen. Bei der Durchführung und Erprobung des Geschaffenen müssen sie sich ja ohnehin wieder treffen. So werden z. B. bei uns die Ansätze für die verschiedenen Armprothesen in eigenen Abteilungen gemacht, Ingenieure haben die verschiedensten Ansätze ersonnen und zur Erprobung vorgelegt. Die wirkliche Ausprobe kann aber schließlich nicht am grünen Tische erfolgen; weder in der leitenden Sitzung, in der das Neue vorgelegt wird, noch von einer Behörde kann die richtige Antwort gegeben werden, sondern nur die Werkstättenpraxis ist einzig und allein hierzu berufen. Die landwirtschaftlichen Arme und Ansätze werden in der landwirtschaftlichen Abteilung ausgeprobt, die Schlosseransätze in der Schlosserwerkstätte, die Ansätze für Leichtarbeit in der Malerwerkstätte usw. Nicht nur der technische Aufbau, nicht nur die Festigkeit, auch die Funktionstüchtigkeit kann nur in den Werkstätten restlos richtig geprüft werden. Es ist daher äußerst zweckmäßig, daß in der Wiener Prüfstelle für Ersatzglieder, die im Schoße des Vereins „Technik für Kriegsinvalide" entstanden ist, die praktische Erprobung der Apparate und Prothesen in den Invalidenschulen unseres Spitales erfolgt. Hier stehen über 30 gewerbliche Werkstätten, außerdem eine landwirtschaftliche Abteilung und theoretische Kurse (Zeichen-



schule, Schreibschule usw.) zum Ausprobieren zur Verfügung, und wieder ist es ein Arzt, der gemeinsam mit dem Gewerbetechniker die Gebrauchsweite der geschaffenen Prothesen und Ansätze überprüft; nur die geeigneten werden dann der fabrikmäßigen Ausarbeitung übergeben.

Wie aus obigem hervorgeht, greifen die Machtbezirke und die Arbeitsfelder, wenn sie auch an einigen Stellen getrennt sind, doch vielfach ineinander. Sicherlich werden gelegentlich Grenzstreitigkeiten unausbleiblich sein, wie diese sich ja auch zwischen Zahnärzten und Zahntechnikern entwickelt haben, doch glaube ich, daß auch hier die Patienten es sein werden, die den Streit schlichten. Sie werden es eben doch vorziehen, zuerst den Arzt um Rat zu fragen, bevor sie die technische Durchführung dem Techniker übertragen. Es wird Sache der Orthopäden sein, sich selbst auf jener technischen Höhe zu erhalten und das jetzt noch vielfach Fehlende an ihrem technischen Wissen und Können so weit zu ergänzen, daß sie den Technikern gegenüber sich nicht überflüssige Blößen geben und dadurch von selbst an Boden verlieren. Den Leitern der verschiedenen Institute aber liegt die Pflicht ob, die Zusammenarbeit möglichst zu fördern und jedem das Seine zu geben. Ich würde hier eine Methode zur Nachprüfung empfehlen, die sich bei uns von selbst herausgebildet hat. Da es bei dem großen Betrieb nicht mehr möglich ist, einen ständigen täglichen Kontakt zwischen allen im Spital Arbeitenden herzustellen, schon wegen der räumlichen Entfernung der einzelnen Teile der großen Anlage, so treten Aerzte, Offiziere und Ingenieure zu Sitzungen zusammen, in denen alle dringenden Angelegenheiten besprochen werden. Die technischen Fragen wurden anfänglich in rein technischen Sitzungen erörtert. Mit der Zeit jedoch hat es sich als richtig herausgestellt, die Sitzungen so zu teilen, daß einerseits ärztlich-administrative Sitzungen, an welchen Aerzte und Offiziere zur Besprechung von administrativen und militärischen Angelegenheiten teilnehmen, und anderseits ärztlich-technische Sitzungen eingerichtet wurden, an welchen Aerzte und Techniker des Spitals sich zu beteiligen haben. In diesen Sitzungen werden alle auftauchenden technisch-ärztlichen Fragen der Reihe nach zur Besprechung vorgelegt. Hier müssen die Erfahrungen, die die Abteilungsärzte mit den Prothesen gemacht haben, vorgebracht werden, hier werden alle entstandenen Bruchschäden unter direkter Beibringung der beschädigten Stücke vom ärztlichen und technischen Standpunkt aus begutachtet. Hier zeigen die Ingenieure die von ihren Werk-

meistern gemachten Verbesserungen, legen neue Pläne vor, hier sprechen die Aerzte ihre Wünsche für neue Konstruktionen aus, kurz, in diesen Sitzungen gelingt es ohne weiteres, sowohl den Betrieb geregelt zu erhalten, als auch Schäden auszumerzen, Neues zu begutachten und jedem seine Aufgabe zuzuweisen. Leichte Grenzstreitigkeiten werden hier schon im Keime erstickt. Wenn dieser Weg, der gewiß noch nach allen Seiten hin verbesserungsfähig ist, eingeschlagen wird, so wird es auch ohne Zweifel gelingen, ärztliches Wissen und technisches Können so zu vereinen, daß die Erzeugungsmöglichkeit, sowohl was Güte, wie was Menge anbelangt, zu ungeahnter Höhe gebracht werden kann.

Während in unserem Spital früher im handwerksmäßigen Betrieb monatlich kaum 20 bis 30 Prothesen der verschiedensten Art und vielleicht eine etwas größere Zahl von orthopädischen Apparaten hervorgebracht werden konnten, vermögen unsere Prothesenwerkstätten jetzt das zehnfache und mehr zu erzeugen. Der Ausweis des Monates Oktober hat ergeben: 181 Gipsprothesen, 88 Lederbehelfsprothesen, 38 Kunstbeine, 26 Kunstarme, 43 Arbeitsarme, 11 orthopädische Apparate und 315 Paar orthopädische Schuhe. Hierzu kommt noch, daß in einer Teilfabrik, die in einer ehemaligen Gemeindeschule untergebracht ist, alle normalisierten Teile, sowie medikomechanischen Apparate, Kontrakturapparate für alle Spitäler der diesseitigen Reichshälfte, soweit sie diese in Anspruch nehmen, hergestellt werden können, ein Feld, das natürlich wieder ganz einem Ingenieur zufällt, der über seine Arbeiten nur in der oben besprochenen Sitzung, als dem leitenden Arzt verantwortlich, Bericht zu erstatten hat. Die dem Spitale auch räumlich angegliederten Prothesenwerkstätten dienen lediglich der Zusammenstellung und Anpassung der Prothesen und Apparate von jenem Zeitpunkte an, in welchem die Anwesenheit des Patienten notwendig ist.

Den ganzen Betrieb bewältigen 556 Arbeiter, 26 Aerzte und 8 Ingenieure, die, wie ich mit gutem Herzen und vollem Glauben sagen kann, in einträchtiger Arbeit ihr bestes Wissen und Können der Sache unterstellen.



II.

Aus dem orthopädischen Spital und den Invalidenschulen in Wien
(k. u. k. Reservespital 11,
Kommandant Oberstabsarzt Prof. Dr. Hans Spitzy).

Arzt und Bandagist.

Von

Dr. Felix Bauer,

k. k. Oberarzt. ärztlicher Leiter der Prothesenwerkstätten des orthopädischen Spitals in Wien (k. u. k. Reservespital 11).

Der Techniker fertigt eine Maschine, der Bandagist ein Werkstück. Die Prothese aber soll wenigstens ein Ersatzteil des lebendigen Organismus werden, und damit ist sie Sache des Arztes.

Der gewöhnliche Bandagist allein kann nach seinem Wissenskreis nur das Aeußere des Körpers, die Störungen der oberflächlichen Form, Bewegung und Nutztätigkeit erkennen. Nach darüber gewonnenem Urteil nimmt er festgesetzte Schablonen, die er kennt, und formt danach sein Handwerkstück. Der schlechte Bandagist arbeitet für die bekannte Figur seiner Auslage aus Pappe mit den Musterverbänden. Wir haben Prothesen gesehen, die nur für diese, nicht für einen lebendigen Körper taugten. Auch dem guten Bandagisten — das Genie sei ausgenommen — werden diese notwendigen Fehler der Oberfläche stets anhängen. Er wird das Regelmäßige vielleicht nach Handwerksregeln auch allein gut bewältigen, aber im Besonderen wird er scheitern; und das ist um so schlimmer, weil die Erkenntnis, was ein Besonderes ist, fehlt.

Diese muß ihm der sachverständige Arzt vermitteln. Diagnose, Rezept und Kontrolle der Wirkung sind naturgemäß Sache des Arztes. Auch beim orthopädischen Apparat. Der Orthopäde muß sich aber überdies noch, wenn es sich nicht um Alltägliches handelt, um die Herstellung des Heilmittels und um seine nicht so einfache Vereinigung mit dem Körper des Pfleglings bekümmern.



Diese Forderung kann der Arzt nur erfüllen, wenn er sachverständig ist, und zwar nicht allein im Aerztlichen der Angelegenheit, sondern auch im Mechanischen und Handwerklichen. Der Arzt muß die Uebersetzung des Aerztlichen in das Handwerkliche besorgen. Er muß dem Bandagisten sagen, was herzustellen ist. Er muß Konstruktion, Material und Technik angeben und wissen, was erreichbar ist. Nur der sachverständige Arzt, der Orthopäde, kann mit dem Bandagisten arbeiten.

In jedem einzelnen Falle muß der Arzt nach voller Erkenntnis des Leibschadens persönlich dem Bandagisten genau angeben, was zu fertigen ist. Die Entscheidung des Arztes, ob das Stück typisch nach Handwerksmuster oder atypisch nach besonderer Forderung sein muß, ist von Wichtigkeit. Im ersten Falle, wenn das Persönliche nur in besonderen Maßen liegt, kann nach erster Anweisung die Anfertigung des Stückes dem tüchtigen Bandagisten überlassen bleiben. Im anderen Falle, wenn das Persönliche in wesentlichen Eigentümlichkeiten besteht, tut der Arzt gut daran, auch die Zwischenstufen bis zur Fertigstellung möglichst zu überwachen. Fehler können dann leichter erkannt und mit geringerem Aufwand an Zeit und Material wieder gut gemacht werden. In jedem Falle aber gehört das fertige Stück wieder vor den Arzt, dem das entscheidende Gutachten zufällt.

Diese Regeln gelten auch für die Herstellung künstlicher Glieder. Noch eher als für andere orthopädische Apparate könnte der Bandagist sich für diese die Unabhängigkeit vom Arzt anmaßen, und der nicht genügend unterrichtete Beurteiler sie ihm zugestehen. Die Prothese hat unter allen orthopädischen Apparaten scheinbar die verhältnismäßig kleinste Berührungsfläche mit dem lebendigen Körper. Darum tritt auch bei ihr am meisten von allen das Regel- und Handwerksmäßige hervor. Meine Erfahrung in unseren Werkstätten, die im Monat 1200 Stück, wovon etwa ein Drittel Prothesen sind, herstellen, beweist mir klar die Notwendigkeit ärztlicher Ueberwachung. Ebenso unentbehrlich ist diese für die privaten Bandagisten, welchen ein Teil unseres Bedarfes an Kunstbeinen zur Ausführung übergeben wird. Obzwar es sich nur um typische Fälle handelte und beim Anmessen die notwendigen Weisungen gegeben wurden, gab es und gibt es auch heute nach monatelanger Uebung bei der Uebernahme der fertigen Stücke genug zu verbessern.

Die gemeinsame Tätigkeit des Arztes mit dem Bandagisten beginnt mit einer Erklärung des Falles, soweit es für den Bau des

Apparates notwendig ist. Die Art der Prothese ist vom Arzt zu bestimmen und die Einzelheiten der Ausführung anzugeben. Die ärztliche Beurteilung der Länge, Kraft, Beweglichkeit und Beschaffenheit des Stumpfes mit Berücksichtigung der gesamten Konstitution und des Berufes ihres künftigen Trägers sind dabei maßgebend. Nach dem Stand der Wundheilung und Stumpfformung entscheidet der Arzt bei Beinamputierten, ob eine Immediat- oder Definitivprothese anzufertigen ist. Nach Beschaffenheit der Stumpfendfläche und der anderen Stützpunkte wird die wichtige Frage, wie der Stumpf in der Prothese auftreten soll, entschieden. Der Bandagist pflegt dabei im Verlangen nach möglichst typischer Lösung der Aufgabe, zentripetal zu streben. Der Arzt muß entgegenwirken und möglichst den Auftritt auf das Stumpfende und die peripheren Teile des Stumpfes durchsetzen. Damit wird gewissermaßen der Stumpf verlängert. Nötigenfalls müssen besondere Teller und Polster zur Aufnahme des Stumpfendes angegeben werden. Die Art der Befestigung der Oberschenkelprothese am Becken, die Länge der Unterschenkelprothese am Oberschenkel muß bestimmt werden. Oft ist dem Bestreben des Bandagisten zu begegnen, zu starre Befestigungen oder zu umfängliche Hülsen zu geben und sich so seine Aufgabe zu erleichtern, wobei ihn zu bequeme Invalide manchmal unterstützen. Bei jedem Stumpf müssen vom Arzt die Forderungen vertreten werden, die sich aus der Beschaffenheit des Skeletts, der Lage und Wirkung der Muskeln und Sehnen, dem Verlaufe und der nötigen Schonung der Nerven und Blutgefäße ergeben. Kontrakturen müssen genau bestimmt und es muß angeordnet werden, wie weit die Anlage der Prothese auf sie Rücksicht zu nehmen hat. Ebenso befiehlt der Arzt Besonderheiten der Schienen und Hülsen, welche durch Exostosen, Neurome, Narben, infolge trophischer Störungen empfindliche Hautstellen bedingt werden.

Die Durchführung all dieser Anordnungen hat der Arzt nicht nur beim Anmessen, sondern auch bei der Anfertigung des Gipsmodelles zu überwachen. Er sorgt für die richtige Stellung des Gliedes, zumal wenn ein Redressement notwendig ist, und dafür, daß das Gipsmodell nicht nur die sich selbst darbietende Oberfläche forme, sondern für den gewünschten Bau an vorgeschriebenen Stellen bis an das Skelett in die Tiefe dringe, andere wieder überbrücke. Er bestimmt den genügenden Umfang des Modells und gibt an, wo nachträglich Gipsmasse aufzutragen oder abzunehmen ist, und zeichnet besondere Stellen am Modell oder schon vorher am Körper an oder überdeckt sie mit zurecht-



geschnittenem Filz. Weiter hat sich bei jedem schwierigeren Fall der Arzt um das Anpassen der Schienen und Hülsen, Gelenke, Sperren und Züge zu bekümmern und möglichst bei den Proben anwesend zu sein.

Trotz solcher Mitwirkung ist für ihn noch genug zu tun, wenn er die Prothese bei der Fertigprobe wiedersieht. Es gibt eine Pathologie des künstlichen Gliedes, weil sich nach Art des Arbeiters, des Stumpfes, des Materials und der Technik gewisse Fehler gesetzmäßig wiederholen.

Pathologische Innenrotation, Spitzfuß, Hakenfuß bei Oberschenkelprothesen, Genu valgum, Genu recurvatum bei Unterschenkelprothesen habe ich immer wieder gefunden. Oberschenkelprothesen sind oft zu lang, selten zu kurz. Die Seitenschienen der Oberschenkelhülsen liegen manchmal zu weit vorne, manchmal zu weit rückwärts. Der starre Teil des Beckengürtels sitzt zu hoch und drückt beim Sitzen gegen den Rippenbogen oder sitzt zu tief und scheuert beim Gehen an der Spina. Die Lederhülse ist über dem Trochanter und in der Schenkelbeuge nicht hoch genug, der Sitz ist unter dem Tuber nicht tief genug gegen den Oberschenkel gepolstert, an den Adduktoren ist die Hülse manchmal zu hoch. Das Hüftgelenk der Prothese kann zu hoch, zu weit vorne, zu weit rückwärts sitzen. Nicht zu häufig ist das Kniegelenk falsch gestellt. Die Hülsen der Unterschenkelprothese sind hinter dem Kniegelenk vielfach zu wenig oder zu viel ausgeschnitten. Weniger reichhaltig ist die Liste der analogen Fehler bei den künstlichen Armen. Hier sind es mehr konstruktive Vergehen, die der Arzt zu bemängeln hat; z. B. ungenügendes Funktionieren eines Schultergelenks, Verlust an Kraft und Bewegungsumfang durch Leergang, ungenügender Umfang der Bewegung im künstlichen Handgelenk der Holzhand, mangelhaftes Funktionieren von Gelenksperren.

Neben solchen größeren Fehlern gibt es immer wieder kleinere Unordentlichkeiten der Ausführung. Die Schnürleisten der Oberschenkelhülsen sind oft zu eng aneinander befestigt. Die Riemen stehen, nicht einmal fest angezogen, schon am letzten Loch und in falscher Richtung. Der Stumpf kann in geschlossener Hülse nicht auftreten, weil zu wenig Filzteller eingelegt sind. Nietenköpfe stehen unabgefeilt vor und zerreißen nachher die Kleider. Federn und Gummizüge sind zu starr oder zu lose angezogen. Die Gelenke knarren beim Gehen. Bei der Kontrolle dieser Dinge scheint es, daß der ärztliche Blick befähigt, auch über das eigentliche medizinische Gebiet hinaus mehr zu sehen, als der Handwerker. Schließlich muß der Arzt noch

oft zwischen einem vielleicht zu anspruchsvollen Prothesenträger und einem vielleicht zu genügsamen Bandagisten über die Berechtigung erhobener Ansprüche entscheiden und die Lust manches intelligenten Invaliden, immer wieder Verbesserungen und Erfindungen anbringen zu lassen, in das richtige Maß bringen.

Die Beschaffung einer Prothese für die Pfleglinge unseres Spitals erfolgt durch kurze Bestellung seitens ihrer Abteilungsärzte an das Zentralamt des Spitals (Zentralnachweis). Dort wird ein Laufzettel mit den Personaldaten des betreffenden Mannes und der Angabe der gemachten Bestellung ausgefüllt und der Pflegling in die Prothesenwerkstätte vorgeladen. Der leitende Arzt der Werkstätte untersucht ihn und erweitert die Bestellung mit den nötigen Einzelheiten für den Bandagisten. In dem ebenfalls der Prothesenwerkstätte übergebenen Laufzettel wird die Ergänzung der Bestellung, soweit notwendig, vermerkt. Die Prothese wird in Anwesenheit des Arztes angemessen und das nötige Modell angefertigt. Das letztere geht nun in die Walkerei, wo die Leder*hülse* entsteht, dann in die mechanische Abteilung, wo die *Schienen* angepaßt werden. Hier und in der Bandagistenwerkstätte geschieht die weitere Ausarbeitung. Sobald häufigere Proben am Leibe notwendig sind, wird der Pflegling aus den entfernteren Teilen des weitläufigen Spitalkomplexes einberufen und in eine der Prothesenwerkstätte angegliederte Abteilung aufgenommen, wo er jederzeit zur Anprobe zur Verfügung steht, ohne daß eine zeitraubende Vorladung nötig ist. Für Prothesen geschieht die Einberufung in diese Abteilung im allgemeinen zur zweiten Probe. Hier bleibt der Pflegling nun bis zur Uebernahme des Stückes durch den Prothesenarzt. Der Laufzettel begleitet das werdende Stück durch alle einzelnen Abteilungen der Werkstätte und weist mit der Angabe des Datums den jedesmaligen Zu- und Abgang sowie die beteiligten Arbeiter nach. So ermöglicht er bei jedem einzelnen Stück eine Kontrolle der Werkstätte. Für alle Proben und Aenderungen der Prothese, die am Leibe des Mannes geschehen, kehrt die entstehende Prothese in die zwei Anproberäume, je einer für die obere und untere Extremität, zurück, in welchen sie angemessen wurde. Hier hält sich der Prothesenarzt regelmäßig auf und besorgt auch die endgültige Begutachtung des Stückes.

Alle Prothesenteile, welche betriebsmäßig hergestellt werden können, werden in einer Fabrikfiliale unserer Werkstätte angefertigt.

III.

Einiges aus meiner Erfahrungsmappe über Stümpfe und Prothesen.

Von

Dr. A. Blencke,

Stabsarzt d. R. und beratender Orthopäde beim IV. Armeekorps.

Mit 19 Abbildungen.

Ein und ein halbes Jahr liegen nun schon zurück, als ich der vordersten Front, wo ich allerdings kaum jemals in die Lage kam, meine orthopädischen Kenntnisse an den Mann zu bringen, auf höheren Befehl den Rücken kehren mußte, um als beratender Orthopäde bei meinem heimischen Armeekorps tätig zu sein. Wenn ich anfangs und auch jetzt noch manchmal traurig darüber bin und immer noch bedaure, nicht mitten drin sein zu können, nun, so tröstet mich doch stets wieder der eine Gedanke, daß wir Orthopäden hier im Lande doch unsere Kräfte weit besser verwerten können als da draußen im Felde, in den vordersten Linien wenigstens. Das war mir schon damals klar, als ich meinen „Feldpostbrief“ an Biesalski schrieb, und das ist mir jetzt nach $1\frac{1}{2}$jähriger Tätigkeit als orthopädischer Facharzt bei einem Armeekorps noch klarer geworden. Eines der Gebiete der Kriegsverletztenfürsorge, auf dem der Mangel sach- und fachgemäß ausgebildeter Orthopäden so recht in die Erscheinung tritt, ist die Prothesenfrage und sie ist es in erster Linie mit, die neben vielen anderen so recht gezeigt hat, daß es vielleicht doch besser gewesen wäre, wenn man schon in Friedenszeiten den jungen Studenten etwas mehr Verständnis für die Orthopädie beigebracht hätte.

Auch der Krieg hat sein Gutes für unser Spezialfach gebracht und gerade die neu geschaffene Stellung des beratenden Orthopäden und der dadurch bedingte fortwährende Verkehr mit den vielen Lazarettärzten hat manchem von ihnen erst das rechte Licht aufgesteckt, hat manchem



von ihnen erst die Erkenntnis gebracht, daß die Orthopädie bei unseren Verwundeten doch ein gewaltiges Wort mitzureden hat.

Wenn auch anfangs manche Kollegen eine gewisse weitere Bevormundung oder Aufsicht mit dieser neuen Stellung des beratenden Orthopäden kommen zu sehen glaubten, dem ja nicht nur das Recht zustand, die Lazarette seines Bezirkes unaufgefordert zu besuchen, sondern dem dies sogar zur Pflicht gemacht wurde, nun, so habe ich doch den Eindruck gewonnen, daß die meisten Kollegen nach dieser Richtung hin anderen Sinnes und anderer Meinung geworden sind, falls sie es nicht von vornherein schon waren. Bei den vielen Lazarettbesuchen in meinem großen Bezirk habe ich von einer Empfindlichkeit der behandelnden Aerzte nie etwas merken können. Im Gegenteil, sie baten mich meist, bald wieder zu kommen, und in gemeinsamen Besprechungen, sei es nun im Lazarett selbst oder sei es bei einem Glase Bier nach der Besichtigung, tauschten wir dann unsere Ansichten aus über die einzelnen Fälle selbst oder über allgemeine Fragen der Behandlung, über den Wert gewisser Behandlungsmethoden u. dgl. m. Wie wichtig und wie nützlich gerade solche Aussprachen sind und wie nutzbringend sie nach jeder Richtung hin wirken, nun, dafür könnte ich genug Beweise erbringen. Es ist doch kein bloßer Zufall, um nur eins anzuführen, daß ich anfangs eine ganze Reihe von Spitzfüßen sah, die eines operativen Eingriffs bedurften, und jetzt kaum mehr einen.

Diese Lazarettbesuche wiederholen sich, wenn ich nicht ausdrücklich angefordert werde — und das geschieht sehr häufig —, in bestimmten Zwischenräumen; ich bin fast ständig in den letzten drei Tagen der Woche auf Reisen und in den ersten drei Tagen der Woche werden mir dann auch noch aus den hiesigen und auswärtigen Lazaretten, von den Ersatztruppenteilen, den Bezirkskommandos und anderen militärischen Stellen Verwundete zugeschickt zwecks Untersuchung und Begutachtung, deren Zahl keineswegs eine geringe ist.

Ueber alle nach dieser Richtung hin gesammelten Erfahrungen zu berichten, wird ja einer späteren Zeit überlassen bleiben müssen, heute möchte ich nur über meine Beobachtungen sprechen, die ich bezüglich der Amputationsstümpfe und Prothesen an einem überaus großen Material machen konnte. Gerade die Prothesenfrage ist eine brennende und wichtige und sie in die richtigen Wege zu leiten, muß eine unserer Hauptaufgaben sein, damit unsere braven Krieger gute Prothesen bekommen, die ihnen den Ausfall des verloren gegangenen Gliedes möglichst ersetzen, wenn auch immer und immer wieder her-



vorgehoben werden muß, daß dies vollkommen auch mit der besten Prothese niemals ganz möglich sein wird. Eine Prothese kann nie ein vollwertiger Ersatz für das verloren gegangene Glied sein; gewisse Mängel müssen und werden ihr stets anhaften und wenn sie auch noch so gut gearbeitet ist. Das müssen wir immer und immer wieder unseren Amputierten vorhalten und einzuprägen suchen, um nicht allzu hochgespannte Hoffnungen zu erwecken, wie es so häufig durch Anpreisungen, Prospekte und Aufsätze geschieht, auf deren Wert ich später noch zu sprechen komme, und das kann am besten geschehen durch Amputierte selbst, die schon eine gewisse eigene Erfahrung hinter sich haben. Allgemeinverständliche kleinere Aufsätze und Abhandlungen könnten hierbei viel Segen stiften. Ich las erst neulich eine solche von einem amputierten Oberstleutnant Beigel in den Deutschen Blättern für Kriegsverletzte, in der er schrieb, daß eine gewisse Enttäuschung, die bei jedem Amputierten während der ersten Zeit des Tragens eines Kunstbeines einträte, erst überwunden werden müsse, da ja selbstverständlich ein solches nie ein natürliches voll ersetzen könne, und daß erst mit der Länge der Zeit sich die körperliche Leistungsfähigkeit des Trägers wesentlich steigere und Gewöhnung einträte.

Solche Worte aus dem Munde eines Leidensgenossen wirken noch weit mehr auf die Amputierten ein als alle anderen von Aerzten und Leuten mit gesunden Gliedern gesprochenen.

Einer der wichtigsten Faktoren, der bei der Güte und Brauchbarkeit der Prothesen sehr ins Gewicht fällt, ist natürlich nicht nur die gute Beschaffenheit der Prothese, sondern mehr noch die gute Beschaffenheit des Stumpfes. Daß die Stümpfe unserer Kriegsverletzten oft genug ganz andere sind und weniger gute als die der Verletzten zu Friedenszeiten, ist ja aus naheliegenden Gründen begreiflich. Es hieße Eulen nach Athen tragen, wollten wir darüber noch ein Wort verlieren.

Die schlechtesten Stümpfe habe ich, wie alle anderen Kollegen auch, nach einzeitigem Zirkelschnitt gesehen, so daß ich nach dieser Richtung hin auch noch einmal meine warnende Stimme erschallen lassen möchte, doch diese Operationsmethode nicht zur Methode der Wahl zu machen, sondern sie nur dann anzuwenden, wenn es wirklich nicht anders geht. Ich kenne ihre Vorzüge sehr wohl und weiß sehr wohl, daß in manchen Fällen sie allein nur in Frage kommen konnte. Wer einmal den gewaltigen Andrang von Verwundeten nach einem größeren Gefecht, Angriff oder bei einer großen Schlacht auf



den Truppen- und Hauptverbandplätzen und in den am weitesten vorgeschobenen Feldlazaretten gesehen und miterlebt hat, der wird mir ohne weiteres beistimmen, daß hier, um schnell weiter zu kommen, die am schnellsten auszuführenden Operationsmethoden die besten sind und daß man hier oft genug zu jenem einzeitigen Zirkelschnitt seine Zuflucht nehmen wird und muß, wenn anders wir nicht in Gefahr kommen wollen, daß der Fall böse abläuft oder daß andere Verwundete, die auch dringend der schnellsten ärztlichen Hilfe bedürfen, durch einen Fall dieser verlustig gehen.

Seine Technik ist die denkbar einfachste und er schafft klare, übersichtliche Wundverhältnisse und beugt der Sekretverhaltung auch unter den denkbar ungünstigsten Verhältnissen der Nachbehandlung vor. Wir können draußen im Felde nicht immer den Leitsatz, der sonst in Friedenszeiten als erster gilt, erfüllen, die Gliedmaßen so abzusetzen, daß der Stumpf schmerz- und beschwerdelos, sein Haut- und Narbengebiet widerstandsfähig genug ist, um für den Gebrauch der später anzulegenden Ersatzglieder möglichst geeignet zu sein, wir müssen eben von jeder direkten Wundvereinigung durch die Naht Abstand nehmen, wenn anders wir nicht erheblichen Schaden stiften wollen. Ich kann mich aber des Eindrucks auf Grund der gesammelten Erfahrungen nicht erwehren, daß dieser Schnitt auch manchmal in weit zurückgelegenen Feldlazaretten und Kriegslazaretten zur Anwendung kommt, wo er, namentlich zu Zeiten des Stellungskrieges, weit besser durch einen anderen hätte ersetzt werden können.

Wie Payr erst wieder auf dem zweiten Kriegschirurgentag hervorgehoben hat, kann oft genug der zweizeitige Zirkelschnitt an Stelle des einzeitigen treten, bei dem wir weit bessere Stumpfverhältnisse bekommen, ohne Gefahr zu laufen, etwa das Leben des Betreffenden zu gefährden. Zum mindesten sollte man doch wenigstens, wenn man glaubt, ohne den einzeitigen Zirkelschnitt nicht auskommen zu können, ihn mit der Bungeschen aperiostalen Methode verbinden, nach der ich weit bessere Stumpfverhältnisse sehen konnte als nach dem einfachen Zirkelschnitt, nach dem oft starke, pilzförmige, ausgedehnte Periostwucherungen zu sehen waren, die schon bei leisestem Druck dem Amputierten erhebliche Beschwerden und Schmerzen bereiteten.

Daß das Bestreben, möglichst lange konservativ vorzugehen und erst dann zur Amputation zu schreiten, wenn ein anderer Ausweg nicht mehr möglich erscheint, dazu geführt hat, oft lineär zu amputieren, um so ohne Rücksicht auf die späteren Verhältnisse nur das eine zu



erreichen, den bestmöglichen Sekretabfluß zu schaffen, ist auch mir — Rehn und Spitzy haben ja bereits darauf hingewiesen — klar geworden und ich kann unseren Lazarettärzten nach dieser Richtung nur das allerbeste Zeugnis ausstellen. Sie haben sich die erdenklichste Mühe gegeben, auch wenn noch so schwere Extremitätenverletzungen vorlagen, das Glied zu erhalten, und das haben sie nicht nur bei unseren eigenen Verwundeten getan, nein, auch bei denen der Feinde. Viel einfacher und viel müheloser wäre es oft für den Arzt gewesen, schmerzloser auch und einfacher oft für den Patienten, die Amputation zu machen, er scheute aber keine Wege, keine Mühe, er scheute nicht die Arbeit der täglichen großen Verbände, nur eins hielt er sich immer vor Augen, das Glied des Verletzten zu erhalten.

Und wenn es nun schließlich doch einmal zur Amputation kam und dann der Stumpf ein weniger guter wurde, als es vielleicht der Fall gewesen wäre, wenn man früher amputiert hätte, nun, dann soll uns dieser eine Fall nicht traurig machen, ihm stehen unzählige andere gegenüber, bei denen unsere Kollegen den Arm oder das Bein erhielten.

Ich habe eine ganze Reihe von amputierten Austauschgefangenen gesehen, unter denen sich manch guter Oberschenkelstumpf nach Lappenschnitt befand. Das Glied war meist oberhalb der Mitte des Oberschenkels abgesetzt und wenn man nach dem „Warum?“ forschte, nun, dann erfuhr man Gründe, die darauf hindeuteten, daß man doch im Feindesland an manchen Stellen nicht ganz so konservativ zu sein schien, wie bei uns.

Ich habe auch bei meinen Untersuchungen in den Gefangenenlagern und -lazaretten eine ganze Reihe ausgeheilter Arm- und Beinverletzungen gesehen, auf die wir deutschen Aerzte stolz sein können, daß wir das betreffende Glied erhielten und nicht sogleich mit dem Amputationsmesser bei der Hand waren.

Oftmals bin ich befragt worden, ob ich in dem jeweiligen Fall eine Amputation machen würde, wir überlegten hin und her, kamen zu dem Resultat, noch einige Tage zu warten, und wenn ich dann bei meinem nächsten Lazarettbesuch an das Bett des Kranken trat und mir der behandelnde Arzt denselben wieder vorstellte und wir sahen, daß nunmehr jede Gefahr beseitigt war, dann freuten wir uns alle drei ob des Erreichten, dann freuten wir uns, daß das Bein oder der Arm erhalten geblieben war.

Bekamen wir derartige mit dem einzeitigen Zirkelschnitt Amputierte früh in die Heimatlazarette, wenige Tage nach der Amputation.



dann wurde sofort mit der Extensionsbehandlung begonnen, falls nicht hohes Fieber oder sonst dergleichen dagegen sprachen, und ich kann wohl sagen, daß ich dann oft genug noch recht gute Resultate erzielen sah. Meist riet ich zu Heftpflasterstreifenverbänden, die ringsherum um den Stumpf angelegt wurden, sich zu einem Drittel deckten und nach unten zu tütenförmig zusammenliefen; bei denselben war der Verbandwechsel ein einfacherer, ein leichterer, da nicht alle Heftpflasterstreifen entfernt werden brauchten, als bei den mit Trikotschlauch angelegten Mastisolverbänden, denen andere Kollegen den Vorzug gaben. Auf diese Weise konnten bei einer Belastung von 1—2 kg neben der Extension auch noch am besten die Weichteile durch den von allen Seiten her wirkenden konzentrischen Druck gegen das Stumpfende herbeigeholt werden. Trat manchmal ein Stillstand in der Besserung ein, nun, dann kam mitunter noch eine Mobilisierung der Haut in Frage, ohne die wir bei älteren Fällen, bei denen aus rein äußerlichen Gründen die Extensionsbehandlung nicht früh genug einsetzen konnte und eine schon stärkere Retraktion der Weichteile bestand, fast nie auskamen; meist war in diesen Fällen eine Mobilisierung der Haut und Muskeln mit oder ohne Abtragung der Granulationen von dem konischen Stumpfende nötig, die sich unter Umständen dann noch über dem Knochen vernähen ließen, wobei ich noch einmal darauf hinweisen möchte, daß wir bei allen diesen notwendig werdenden Nachoperationen nie einen vollständigen Verschluß der Wunde durch die Naht anlegen, sondern stets für Abfluß von Wundsekret mindestens an einer Stelle Sorge tragen sollen.

Daß wir bei dieser Nachbehandlung etwas Geduld haben müssen und daß die Ueberhäutung des Stumpfes nicht von heute auf morgen möglich ist, liegt wohl klar auf der Hand. Seitliche Längsschnitte unter Vermeidung der großen Gefäße, die die Stumpfweichteile „fischmaulartig" (Payr) zustutzten und so eine Vernähung derselben ermöglichten, brachten auch uns noch manch gutes Stumpfresultat und so schrumpften die wirklichen Reamputationen, die anfangs auf Kosten der Länge des Stumpfes in unserem Bezirk vorgenommen wurden, mehr und mehr zusammen, wenn sie sich auch nicht ganz aus der Welt schaffen ließen. Jedenfalls erreichte die Zahl der Nachamputierten nicht die Höhe, die von Ewald angegeben wurde, der überhaupt nur 20% gute und mittelmäßige Stümpfe sah. Alle übrigen wurden nachamputiert oder hätten nachamputiert werden müssen, wenn es der Mann erlaubt hätte. Riedel spricht sogar nur von 5% brauchbaren Stümpfen.



In vielen Fällen von Amputationsstümpfen nach einzeitigem Zirkelschnitt, die mit verheiltem Stumpf zu uns kamen und bei denen die Ueberhäutung Monate gedauert hatte und wir nur eine dünne, sehr empfindliche Haut vor uns hatten, die stets und ständig wieder aufplatzte und zu neuem Wundsein führte, auch bei gut sitzender Prothese nicht nur auf Druck, den man ja leicht vermeiden konnte, sondern auch schon auf Zug an der Haut, der ja beim Tragen der Prothese im Augenblick der Belastung durch das Körpergewicht ständig aufzutreten pflegt, erhielten wir dann durch die Nachamputation meist eine genügende Polsterung des Knochenstumpfes oder zum mindesten eine gute, derbe und feste Hautbedeckung.

Es ist ja eben ein großer Nachteil des Zirkelschnittes, daß er eine Narbe schafft, die mitten auf dem Knochen liegt, wodurch jede Tragfähigkeit des Stumpfes schon von vornherein ausgeschlossen ist, da die Narbe bei tragfähigen Stümpfen hinter der Tragfläche liegen muß. Konnte man also bessere Stumpfverhältnisse schaffen, ohne daß dadurch die Schwierigkeiten der Anlegung der Prothese vermehrt und damit gegebenenfalls die Gehfähigkeit verschlechtert wurde, nun, dann riet ich zur Nachamputation bei genügend langen Stümpfen, bei denen es ja wirklich — ich kann L a n g e nach meinen Erfahrungen nur darin recht geben — auf 2—3 cm Länge in der Diaphyse nicht ankommt, während bei kurzen Stümpfen in der Nähe des Gelenks jeder Zentimeter von Wichtigkeit sein kann, da ja von der Länge des Stumpfes in solchen Fällen auch eine gute Streckfähigkeit desselben abhängt, die wir zur Bewegung unserer Prothese sehr nötig gebrauchen, und damit auch natürlich eine bessere Geh- und Gebrauchsfähigkeit des amputierten Gliedes.

Es ist natürlich selbstverständlich, daß im großen und ganzen die Leistungsfähigkeit eines Ersatzgliedes sich mit der Abnahme der Stumpflänge vermindert, da wir ja die Körperlast auf höher gelegene Stützpunkte übertragen müssen, und daß für die Sicherheit des Ganges die Entfernung des Stumpfendes vom Boden von großer Wichtigkeit ist, das sogenannte Bodengefühl, wie es S c h a n z sehr richtig bezeichnet. Je größer die Schädigung desselben ist, d. h. je weiter das Stumpfende vom Boden entfernt ist, um so unsicherer wird natürlich auch der Gang werden und der Amputierte muß nun nach Hilfsmitteln zum Ausgleich dieser Unsicherheit, zum Ausgleich dieses Mangels suchen, die er im Stock findet, den er meist nur als Fühl- und nicht als Stützmittel gebraucht, und im Auge, das ihm eine wertvolle



Kontrolle darbietet für den Weg und die Bewegung des Beines (Schanz).

Die besten Stümpfe bei Oberschenkelamputierten sah ich nach Gritti und auf Grund meiner Erfahrungen kann ich dem Ausspruch Riedels nur zustimmen, daß der „Gritti die idealste Operationsmethode ist und bleibt und den besten Stumpf gibt".

Man sollte diese Methode aber nur bei aseptischen Wundverhältnissen anwenden, da ich wiederholt bei Fällen, die mir später zu Gesicht kamen, die Patella nach vorn gerutscht vorfand und lediglich deswegen, weil, wie ich aus den diesbezüglichen Krankenblättern ersehen konnte, die Operation bei noch eiternder Wunde vorgenommen war und zur Infektion geführt hatte. Die Zahl der guten Unterschenkelamputationsstümpfe überwog die der guten Stümpfe bei Oberschenkelamputierten, falls nicht Stumpfkontrakturen vorhanden waren, die bei Unterschenkelamputierten in Form der Kniebeugekontrakturen nun wieder, was ihre Zahl anlangt, an erster Stelle standen, während die Stumpfbeugekontrakturen im Hüftgelenk in verhältnismäßig sehr geringer Zahl zur Beobachtung kamen und die Kontrakturen nach Pirogoff, Chopart und Lisfranc an zweiter Stelle standen in Form ausgeprägter Spitz- oder auch Spitzklumpfüße.

Alle diese Kontrakturen waren fast durchweg eine Folge der falschen Lagerung des Stumpfes und hätten sich sicherlich in den meisten Fällen vermeiden lassen, wenn man von vornherein die Stümpfe in der richtigen Weise behandelt hätte. Ich habe immer und immer wieder die Kollegen auf die zweckmäßige Lagerung und auf zweckmäßige Verbände aufmerksam gemacht und glaube es diesen Hinweisen zuschreiben zu müssen, daß diese Stumpfkontrakturen in unserem Bezirk allmählich ganz verschwunden sind und daß die, die wir hier noch zu sehen bekommen, meist aus anderen Bezirken stammen bei Verlegung in die Heimatlazarette. Was für Mühe und was für Zeit wir auf ihre Beseitigung verwenden müssen, nun, das liegt ja wohl klar auf der Hand. Massage, sorgfältig und gewissenhaft ausgeführte maschinelle und manuelle Gymnastik, eigens konstruierte portative Redressionsapparate (Fig. 1 u. 2) und Schienen vermögen nicht immer dieselben zu beseitigen, namentlich bei kurzen Stümpfen nicht wegen der Kürze des Hebelarms, so daß wir oft genug zum Messer greifen müssen und erst mit Hilfe von Sehnendurchschneidungen, Sehnenverlängerungen und ähnlichen Operationen zum Ziele gelangen. Und auch diese versagen mitunter, so daß ich in mehreren Fällen von nicht

zu beseitigender Beugekontraktur des Unterschenkelstumpfes zur Nachamputation schritt oder zu schreiten anempfahl und die Grittische Operation ausführte, die natürlich immer erst dann zur Anwendung kommen darf, wenn wir alle anderen Methoden versucht und eingesehen haben, daß sie nicht zum Ziele führen. Handelte es sich um sehr kurze Unterschenkelstümpfe, ich möchte sagen um Unterschenkelstummel, dann nahmen wir auch von dieser Operation Abstand und ließen ein Knieruhbein anfertigen, mit dem ja der Gang auch ein sehr guter ist. Eine Bursitis praepatellaris, wie sie in solchen Fällen von anderer Seite wiederholt beobachtet ist, habe ich bisher bei guter und zweckmäßiger Polsterung der Prothese nicht gesehen, gebe aber ohne weiteres zu, daß sie gelegentlich vorkommen kann und wird.

Fig. 1.



Bei den Kontrakturen nach Lisfranc, Chopart und Pirogoff bin ich nie ohne Tenotomie der stark kontrakten Achillessehne ausgekommen, erhielt aber nach dieser durchweg gute Endresultate bei genügend langer Fixation im nachfolgenden Gipsverband, namentlich wenn neben der Equinusstellung auch noch eine Varusstellung vorhanden war. Daß auf diese strikte und sorgfältige Nachbehandlung nach der Tenotomie von seiten mancher Operateure nicht immer der nötige Wert gelegt wird und daß, wie bei vielen orthopädischen Operationen, so auch hier, die Nachbehandlung mindestens ebenso wichtig ist, wie die Operation selbst, beweisen mir mehrere Rückfälle von derartigen Kontrakturen, die mir zu Gesicht kamen und die nunmehr einen weiteren operativen Eingriff notwendig machten, vorausgesetzt, daß sich die Verwundeten dazu entschließen konnten, was

nicht immer der Fall war. Sie erklärten mir, es sei bereits eine Operation ausgeführt, die einen Erfolg nicht gebracht hätte, und sie wollten sich deshalb nicht noch einer zweiten unterziehen, die doch jedenfalls in bezug auf den Erfolg ebenso ablaufen würde wie die erste.

Die meisten Schwierigkeiten, die Erfahrung habe ich machen können, stellten sich bei den Kontrakturen des Hüftgelenks ein, namentlich wenn es sich um kurze Stümpfe handelte. Auch ich stehe hier auf Spitzys Standpunkt, daß diese unbedingt möglichst konservativ

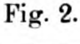


Fig. 2.



behandelt werden müssen und daß das operative Eingreifen, die Durchschneidung des Psoas, deshalb kontraindiziert ist, weil die Gefahr, den Patienten bei schlechter Wiederverwachsung der durchschnittenen Muskelzüge seines wichtigsten erhalten gebliebenen Bewegungsmechanismus zu berauben, nicht zu unterschätzen ist. Lagerung des Patienten auf den Bauch, Auflegen von schweren Sandsäcken, Anwendung von Gewichtszügen, passive manuelle und maschinelle Bewegungen und Massage müßten erst in intensivster Weise versucht werden und erst beim Scheitern aller dieser exakt und genügend lange durchgeführten Versuche sollte man zur Myotomie schreiten, wenn die Kontraktur

eine derartige ist, daß sie hindernd dem Anlegen jeder Prothese im Wege steht. Auch ich habe sie wie Spitzy bisher noch nicht ausgeführt.

Aber auch der nicht kontrakte Stumpf bedarf einer Behandlung und das scheinen viele Kollegen auch heute noch nicht zu wissen; sie scheinen auch nicht zu wissen, daß man durch eine geeignete Behandlung oft genug aus einem schlechten Stumpf noch einen leidlich guten machen kann.

„Wer die Stumpfbehandlung vernachlässigt, begeht einen Kunstfehler, ein Unrecht an dem Patienten, ein Unrecht auch an der zur Zahlung verpflichteten Behörde, da ein schlechter Stumpf viel mehr Kosten macht als ein guter," sagt Gaugele.

Ich habe immer und immer wieder bei meinen vielen Lazarettbesuchen die Erfahrung machen können, daß nach Abheilung der Amputationswunde nun damit auch jede ärztliche Weiterbehandlung und Fürsorge abgeschlossen war und daß nun nur noch die Amputierten tatenlos im Lazarett auf ihre Prothesen warteten. Tägliche Waschungen und Einreibungen der Haut sind nötig, um dieselbe abzuhärten, um sie gebrauchsfähiger, um sie widerstandsfähiger zu machen für die Aufgaben, die ihr nun durch das Anlegen der Prothesen zufallen. Sehr wichtig ist auch die Nachbehandlung der Stümpfe, wie sie von Hirsch angegeben wurde, um diese tragfähig zu machen. Wenn auch von mehreren Seiten bei dem heutigen Stande der Prothesentechnik auf die Tragfähigkeit der Stümpfe nicht allzu viel Gewicht mehr gelegt und dieselbe als keine unbedingte Forderung mehr angesehen wird, weil uns ja noch andere Stützpunkte für die Prothese zur Verfügung stehen, so bin ich doch auf Grund meiner gemachten Erfahrungen zu der Ansicht gekommen, daß tragfähige Stümpfe, und selbst wenn sie es auch nur teilweise sind, insofern, daß die eine Hälfte der Körperlast vom Stumpf, die andere von der Prothese getragen wird, doch ein gewichtiges Wort mitreden und daß der Sitz der Prothese und ihr Bau sicherlich mancherlei Vorteile darbietet, wenn wir auch noch den Stumpf selbst, sei es nun ganz oder auch nur teilweise, mit zum Abfangen der Körperlast heranziehen können, ganz abgesehen davon, daß auch nicht tragfähige Stümpfe später noch immer ihre Form verändern können nicht nur in bezug auf die Weichteile, sondern auch in bezug auf die Knochen, die noch stark atrophieren und sich förmlich zuspitzen können, wie es ja durch periodisch an solchen Stümpfen gemachten Röntgenaufnahmen einwandfrei erwiesen ist.



Beklopfen des Stumpfes mit der Faust oder mit einem Hammer, Massage, Preßübungen, Tretübungen mancherlei Art gegen Widerlager von verschiedener Härte, die Benutzung der Gochtschen Stufenkrücken, das Tragen von Behelfsprothesen u. a. m., das sind alles Dinge, die dabei in Frage kommen und auf die ich hier nicht näher einzugehen nötig habe, da sie ja hinreichend bekannt sein dürften.

Nur auf eine Vorrichtung möchte ich noch hinweisen, die uns bei dieser Art der Stumpfbehandlung gute Dienste leisten kann, und das ist die von Ritschl angegebene sogenannte „Hängematte", die aus zwei gekreuzten Gurten besteht, die verstellbar sind und durch Schlitze aus dem Beintrichter heraus nach außen geleitet und hier befestigt werden. Mit dieser kann man durch aufgelegte Polster oder auch ohne solche gut im Druck dosieren, ihn allmählich steigern und so die Weichteile an der Stumpffläche immer mehr und mehr abhärten. Eine vielfach vorhandene Scheu vor einem „zu früh" ist, worauf erst Payr wieder auf der zweiten Kriegschirurgentagung hingewiesen hat, sicherlich unbegründet. Je früher man mit dieser Art der Nachbehandlung beginnt, um so früher erzielt man auch eine gute Tragfähigkeit. Wir können sie auch schon vornehmen bei noch nicht abgeschlossener Wundheilung unter vorsichtiger Auswahl der Fälle; bestehende kleine Fisteln, noch granulierende kleinere Hautdefekte bilden keine Gegenanzeige, und sie muß höchstens ausgesetzt werden, wenn sich entzündliche Reizerscheinungen zeigen sollten in Gestalt von auftretenden Schmerzen, Rötung, Schwellung und ähnlichem mehr.

Auch hierbei stehen manche Kollegen wieder noch auf dem Standpunkt, daß mit der Operation alles geschehen sei. Sie sind der Meinung, daß ein tragfähiger operierter Stumpf eben tragfähig sei und bleibe, und ein nicht tragfähiger amputierter Stumpf eben nicht tragfähig. Das ist vollkommen verkehrt. Es wird anderen auch so wie mir ergangen sein und noch ergehen, daß man nämlich immer und immer wieder Fälle zu Gesicht bekommt, die zwar als „tragfähige" Stümpfe durch die Operation vorbereitet, in Wirklichkeit aber keine „tragfähigen" Stümpfe sind und keineswegs die Körperlast tragen können, und umgekehrt, daß „nicht tragfähige" Amputationsstümpfe sehr gut „tragfähig" sein können, wenn sie nur nach dieser Richtung hin eingeübt sind. Die nach Bunge operierten aperiostalen Stümpfe, die nach Hirsch nachbehandelt waren, gaben nach meinen Erfahrungen sehr gute tragfähige Stümpfe.

Auch hier heißt es mit entsprechenden Behelfsprothesen Versuche anzustellen und die definitiven Prothesen dann je nach dem Ausfall dieser Versuche zu arbeiten.

Ein Fall von den vielen möge für die Richtigkeit dieser meiner Ausführungen den Beweis erbringen: es handelte sich um einen „nicht tragfähigen" Unterschenkelstumpf. Der Soldat war 3 Monate mit einer einfachen Gipsbehelfsprothese, die nur am Oberschenkel mit einem Gurtband befestigt war, bei Belastung des Stumpfes gegangen, und zwar sehr gut gegangen. Der Bandagist fertigte nunmehr das künstliche Bein an, ohne Rücksicht auf die vorher getragene Behelfsprothese, wie er es für nicht tragfähige Amputationsstümpfe gelernt hatte, arbeitete das Bein bis über das Knie hinaus mit einer Oberschenkelhülse und fing die Körperlast an höher gelegenen Stützpunkten ab. Unglücklich kam der Mann mit diesem künstlichen Bein zu mir und bat mich, doch dafür Sorge zu tragen, daß dieses entsprechend seiner Behelfsprothese geändert werde, mit der er doch so gut gelaufen sei, während er mit dem neu angefertigten Bein nur schlecht laufen könne. Es geschah auf meine Veranlassung hin; der Mann benutzte seinen „nicht tragfähigen" Stumpf entgegen allen theoretischen Bedenken nunmehr wieder als „tragfähigen" und lief mit seiner einfachen Unterschenkelhülse tadellos, die an einem gepolsterten Ledergurt oberhalb des Knies durch zwei seitliche Lederstreifen ihren Halt fand.

Ich habe oft genug die Erfahrung machen können, daß man seine theoretischen Bedenken manchmal fallen lassen muß im Gespräch mit den Prothesenträgern, die praktische Erfahrungen an ihrem eigenen Leibe gesammelt haben und uns oft genug gut verwertbare Winke nach mancher Richtung hin geben können.

Wenn Riedel sagt, daß es keine tragfähigen Stümpfe am Unterschenkel gäbe, wenn wir nicht den Fersenfortsatz bei der Operation verwenden konnten, so dürfte dies nicht ganz zutreffend sein, wenigstens nach meinen Erfahrungen nicht. Ich habe eine ganze Reihe tragfähiger Unterschenkelstümpfe gesehen ohne Knochenplastik und andere auch. Interessant sind die statistischen Angaben von Meyburg aus dem Reservelazarett Ettlingen, der bei seinem großen Stumpfmaterial 75 % belastungsfähige Stümpfe fand; auch Seidler-Wien hatte 60 % tragfähige Stumpfe. Das sind Zahlen, die uns doch darauf hinweisen sollten, daß wir uns mit der Frage der Stumpftragfähigkeit doch etwas mehr beschäftigen sollten, als es bisher geschehen ist.



Von den Stumpfwicklungen, die eine schnellere Abmagerung der Stümpfe herbeiführen sollen und deshalb von manchen Seiten so warm empfohlen werden, habe ich nicht allzuviel gesehen, wende sie auch deshalb nicht mehr an, weil durch diese Wicklungen schließlich doch alle Muskeln der Atrophie anheimfallen, was wir, worauf auch Spitzy und andere bereits wiederholt hingewiesen haben, vermeiden müssen, da wir manche Muskeln später sehr gut gebrauchen können und auch gebrauchen müssen.

Ich kann nach meinen Erfahrungen die auch von anderen Seiten gemachten Beobachtungen nur bestätigen, daß eine merkliche Veränderung des Amputationsstumpfes erst mit dem Moment beginnt, wenn der Patient zu gehen anfängt, und daß somit erst die Funktion den Stumpf verändert und zwar sehr rasch. Der Psoas, die Adduktoren, die Glutäen, die pelveotrochanteren Muskeln leisten die Hauptarbeit bei der Bewegung der Prothese, was natürlich eine Kräftigung derselben hervorrufen muß und eine vollständige Umgestaltung der Muskulatur insofern, daß die anderen Muskeln, die sich bei dieser Arbeit nicht beteiligen, schlaff und atrophisch werden. Ich habe Amputierte gesehen, die monatelang den Stumpf nicht gebraucht hatten und bei denen keine nennenswerte Veränderung des Stumpfes eingetreten war; erst in dem Augenblick, wenn die Leute endlich ihren Stelzfuß oder ihr künstliches Bein bekamen und mit demselben nunmehr herumspazierten, trat schnelle Umformung des Stumpfes in die Erscheinung.

Fast täglich werden mir Leute, namentlich von den Bezirkskommandos überwiesen, die Anträge auf Abänderung ihrer künstlichen Glieder stellten, zwecks Begutachtung, ob diese beantragte Abänderung auch wirklich notwendig war. Und sie war immer dringend erforderlich; immer und immer wieder zeigte sich dasselbe Bild: zu weit gewordene Lederhülsen, in denen der mehrfach umwickelte und mit Hüllen bezogene Stumpf keinerlei Halt mehr hatte. Es waren immer Leute, die auf Befragen angaben, nie Behelfsprothesen getragen zu haben.

Was das für Kosten macht allein für meinen Bezirk, das vermag ich zu beurteilen, weil ich ja auch sogleich die Kostenanschläge für die notwendig werdenden Reparaturen und Abänderungen auf ihre Preiswürdigkeit hin zu prüfen habe. Und daß diese nicht allzu niedrig sind, muß sich doch jeder sagen, wenn man bedenkt, daß neue Gipsabgüsse angefertigt und die Hülsen umgewalkt werden müssen, wenn anders dabei etwas Zweckmäßiges herausspringen soll. Das ganze Bein muß auseinandergenommen und wieder neu und verändert zusammengesetzt



werden, und das ist nicht nur einmal der Fall, nein, ständig sind Umänderungen nötig und schließlich wird der Trichter ganz unbrauchbar und muß durch einen neuen ersetzt werden, ganz abgesehen davon, daß der Prothesenträger oft genug durch die notwendig werdenden Reparaturen immer von neuem wieder aus seiner Arbeit herausgerissen wird, aus seinem Beruf, was doch für die Einarbeitung in denselben nicht gerade förderlich sein dürfte.

Diese Tatsache muß uns wieder ein neuer Ansporn sein, immer noch mehr den Behelfsprothesen das Wort zu reden, von denen meines Erachtens noch viel zu wenig Aerzte Kenntnis haben und die ich auf Grund meiner Erfahrungen nur aufs wärmste empfehlen kann. Wenn Vulpius als Grund gegen die Anwendung der Behelfsprothesen den anführt, daß die Amputierten durch diese gezwungen werden, ohne Kniegelenk zu gehen und sich dann später nur schlecht an den Gang mit einem künstlichen Bein, das ein bewegliches Kniegelenk hat, gewöhnen können, nun, so kann doch diesem Uebel leicht abgeholfen werden dadurch, daß man Behelfsprothesen mit beweglichem Kniegelenk anfertigt. Andere sind in unserem Bezirk überhaupt nicht in Gebrauch, abgesehen von einigen wenigen Fällen, bei denen es sich um Doppelamputierte oder andere komplizierte Verhältnisse handelt, die ein Gehen mit beweglichem Kniegelenk nicht zulassen.

Der Begriff der Behelfsprothesen hat sich meines Erachtens allzusehr verschoben und ich bin oft genug erstaunt gewesen, was alles unter dieser Flagge segelt. Ein vollkommenes künstliches Bein, das nur an Stelle der Lederunterschenkelhülse zwei durchgehende Stahlstreben zwischen den beiden Schienen hat, ist doch keine Behelfsprothese mehr, und so ist denn nach dieser Richtung hin so mancherlei Verwirrung eingetreten, so daß ich wiederholt vom Sanitätsamt Anfragen erhielt, ob denn die anderwärts für einen hohen Preis, der zwischen 50 und 100 Mark lag, gelieferte Prothese nun für den Stelzfuß einträte und ob nunmehr nur noch das künstliche Bein zu liefern sei. In manchen Fällen, wie in dem oben angeführten, trat sie natürlich an Stelle des Stelzfußes, in anderen aber wieder nicht; eine Behelfsprothese, die oben aus Leder und unten aus Gips bestand, nichts Ganzes und nichts Halbes war, konnte doch trotz ihres Preises von 50 Mark und mehr nicht für den Stelzfuß eintreten, zumal wenn sie schon nach dreimonatlichem Tragen arg in die Brüche gegangen war. Ich meine, wir müssen hier eine strenge und reinliche Scheidung zwischen Behelfsprothesen und einfachen Ersatzgliedern machen und unter den Begriff von Behelfs-

prothesen nur solche einreihen, die nur geringe Kosten verursachen, von jedem Arzt ohne Hilfe des Bandagisten hergestellt werden können und zu denen wir nichts weiter nötig haben als die bewußten Schienen, einige Gipsbinden, etwas Filz und Gurtband. Lederhülsen dürfen wir meines Erachtens nicht verwenden. Die Sache würde dadurch wieder unnötig verteuert werden zumal bei der jetzigen Knappheit des Leders, das wir wirklich zu anderen Dingen nötiger gebrauchen können. Sie sollen ja doch nur ein wirklicher Behelf sein für kurze Zeit, ein unentbehrlicher Teil der Stumpfbehandlung und ein Ersatz für die Krücken, gegen die nicht genug gewettert werden kann, nicht nur bei Amputierten, sondern auch bei anderen Beinverletzungen. Immer und immer wieder sieht man noch Leute mit Krücken laufen, die sie gar nicht mehr nötig haben. Die Krückenlähmungen sind gar nicht so selten; ich habe schätzungsweise vielleicht 30—40 Fälle gesehen und darunter einige sehr schwere, die aller Behandlung Trotz zu bieten schienen, namentlich wenn man nicht auf die ersten auftretenden Erscheinungen geachtet hatte. Drei oder vier Fälle sind mir noch in der Erinnerung, bei denen ich um Rat gefragt wurde, was für eine Ursache wohl das Auftreten von Kribbeln und ähnlichen Erscheinungen in einem oder in beiden Armen haben könnte, das schon seit einiger Zeit aufgetreten wäre. Die Kollegen waren nicht auf den Gedanken gekommen, daß es sich um die Anfänge einer Krückenlähmung handelte.

Alle diese Gründe waren es, die unseren Herrn stellvertretenden Korpsarzt Dr. Reischauer bewogen, gerade dieser Frage seine besondere Aufmerksamkeit zu schenken. Ich habe auf seine Veranlassung Vorträge vor den Reservelazarettdirektoren seines Bezirks, vor den Chef- und ordinierenden Aerzten halten müssen, habe den Kollegen hier und auch auswärts gezeigt, wie man solche Behelfsprothesen am besten anzulegen hat, kurzum, wir sind hier einen guten Schritt vorangekommen und verfahren jetzt in unserem Korpsbezirk folgendermaßen:

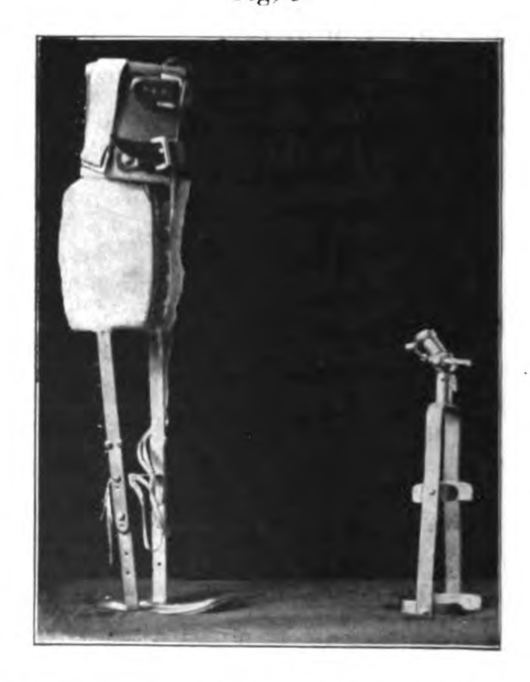
In unserem Werkstättenlazarett werden die Behelfsschienen in Mengen hergestellt, und zwar haben sich für die Beinamputierten die abgebildeten Muster bewährt (Fig. 3 u. 4), mit denen wir, abgesehen von einzelnen komplizierten Fällen, in denen die Schienen den jeweiligen schwierigen Verhältnissen entsprechend nach meinen Angaben extra angepaßt werden mußten, vollkommen auskamen, da sie in ihrer Längsrichtung verstellt werden konnten. Diese Schienen können jederzeit vom Sanitätsdepot durch die einzelnen Lazarette angefordert werden,

so daß die Amputierten möglichst schnell auf die Beine kommen und die Krücken in die Ecke stellen können. Ihr Anlegen ist ja in der Tat so leicht, daß ich darüber kein Wort zu verlieren brauche, wenn ich auch die Erfahrung habe machen können, daß manche Aerzte auch hierin wenig Geschick an den Tag legten und daß sie dies vor allen Dingen auch selbst oft genug einsahen und eingestanden, so daß sie ihre Finger davon ließen und einfach den Mann nach einem bestimmten Lazarett der betreffenden Stadt verlegten, in dem ein Arzt, der mit

Fig. 3.



Fig. 4.



diesen Dingen vertrauter und darauf eingeübt war, dann die Prothesen anlegte. Ich halte diese Zentralisierung bis zu einem gewissen Grade für notwendig aus den oben angeführten Gründen; es ist nicht nötig, daß nun jeder ordinierende Arzt sich mit diesen Dingen befaßt. Es genügt, wenn ein oder zwei Aerzte in größeren Reservelazaretten damit Bescheid wissen und darauf eingearbeitet sind. Die Medizinalabteilung des Kriegsministeriums hat ja erst kürzlich wieder in einem Erlaß auf dieses Kapitel hingewiesen und verlangt, daß Aerzte in orthopädische Lazarette für einige Zeit abkommandiert werden, um diesen Zweig der Stumpfbehandlung zu erlernen, oder Orthopäden in die diesbezüg-

lichen Lazarette, um die betreffenden Aerzte mit diesen Dingen vertraut zu machen.

Die Leute laufen nun mit ihren Prothesen teils mit, teils ohne Stock fleißig herum und sind sehr zufrieden damit, so daß andere es kaum erwarten können, bis sie auch eine derartige Hilfsprothese bekommen. Magert nun der Stumpf ab, nun, dann wird die Gipshülse erneuert, was ja leicht zu machen ist, und das muß dann von Zeit zu Zeit immer wieder geschehen, bis die Stärke des Stumpfes stationär bleibt, bis mehrere Wochen hindurch eine Abmagerung nicht mehr konstatiert und somit nun der Zeitpunkt gekommen ist, daß die Dauerprothese angelegt werden kann. Ob diese nun zunächst ein Stelzfuß ist oder ein einfaches künstliches Bein, wie es jetzt so oft noch unter dem Namen der Behelfs- und Immediatprothese geht, das wird dem Ermessen des einzelnen überlassen bleiben, vorausgesetzt natürlich, daß dabei keine allzugroßen Preisunterschiede auftreten, worauf ja auch schon von der Medizinalabteilung des Kriegsministeriums wiederholt hingewiesen ist.

Und wenn nun von manchen Seiten der Stelzfuß immer wieder deshalb verworfen wird, weil sich angeblich die Amputierten, die erst mit steifem Knie gegangen sind, später nur schlecht oder gar nicht mit dem artikulierten Kunstbein befreunden können und deshalb immer wieder zu dem ihnen lieb gewordenen Stelzfuß zurückgreifen und das Bein in die Ecke stellen, nun, so kann ich dieser Ansicht nicht beistimmen.

Ich entsinne mich unter meinem gewiß großen Material nur eines Falles, bei dem aber derartig schlechte Stumpfverhältnisse vorlagen — sehr kurzer in leichter Beugestellung fixierter und unbeweglicher Oberschenkelstumpf —, daß dem Amputierten das Bein zu schwer war und daß er lieber deshalb wieder zu seinem Stelzfuß reumütig zurückkehrte, weil er damit Tüchtiges leisten konnte. Alle anderen lernten sehr bald mit ihrem künstlichen Bein laufen; die meisten schnallten es an und schon nach einigen Versuchen gingen sie dann auf und davon, obwohl sie vorher nur eine steife unbewegliche Oberschenkelstelze getragen hatten.

Zudem werden jetzt in unserem Korpsbereich auch bei Oberschenkelamputierten nur Stelzfüße mit beweglichem Kniegelenk geliefert und keine steifen Stelzen mehr wie früher, so daß nach dieser Richtung hin auch der gemachte Einwurf hinfällig sein dürfte.

Die ständig notwendig werdende Umänderung der Behelfsprothese in ihrer Gipshülse weist ja schon allein darauf hin, daß man



nur solches Material verwenden soll und nicht Leder und andere teure Materialien, wodurch nur unnötige Kosten verursacht und die Bearbeitung eine viel schwierigere und ohne Bandagisten nicht möglich sein würde.

Wenn sich auch die Frage der Behelfsprothesen natürlich am besten in orthopädischen Speziallazaretten, Krüppelheimen und Amputiertensammel- bzw. Werkstättenlazaretten lösen läßt, nun, so möchte ich doch nicht von der Forderung abweichen, daß, wie bereits oben erwähnt, in jedem größeren Reservelazarett mindestens ein Arzt vorhanden sein müßte, der mit dem Anlegen der Behelfsprothesen vertraut ist. Auch dies kann gelegentlich Schwierigkeiten machen; ein Fall gleicht nie dem anderen und auch hier heißt es individualisieren und nicht schematisieren. Vor allen Dingen wird häufig genug noch zu wenig Gewicht auf das Anpassen der Schienen an den Stumpf gelegt, was aber von großer Wichtigkeit ist und sich am besten mit den sogenannten Schrenkeisen bewerkstelligen läßt, die bei der Herstellung der Behelfsprothesen ein unentbehrliches Werkzeug darstellen (Fig. 5) und die jeder Schlosser leicht für ein paar Pfennige herstellen kann.

Unsere Behelfsprothesen kosten einschließlich aller Zutaten für Oberschenkelamputierte und für Unterschenkelamputierte mit kurzen Stümpfen höchstens 15 Mark, für Unterschenkelamputierte mit langen Stümpfen höchstens 6 Mark, wobei ja noch zu berücksichtigen ist, daß die Stahlteile, wenn sie bei dem einen Patienten nicht mehr gebraucht werden, weil er seine Dauerprothese erhalten hat, wieder bei anderen Patienten von neuem gebraucht werden können, so daß dann bei dem zweiten Patienten nur noch wenige Mark in Betracht kämen an neuen Traggurten, Filz, Trikot und Gipsbinden (höchstens 2 bis 3 Mark). Der nebenstehend abgebildete Patient ist nun schon der dritte, bei dem dieselben Stahlteile wieder Verwendung finden, was gewiß einen guten Gradmesser für ihre Dauerhaftigkeit abgibt (Fig. 6).

Fig. 5.



Zu bemerken wäre noch, daß selbst bestehende Fisteln oder noch geringes Wundsein keinerlei Hinderungsgrund für uns abgeben, derartige Prothesen anzulegen, die dann unten an der Gipshülse offen gelassen wurden, so daß der noch wunde Stumpf in keiner Weise irgendwie gedrückt oder geschädigt werden konnte.

Des öfteren habe ich die Erfahrung machen können, daß man bei bestehenden Stumpffisteln sich doch allzulange mit bloßem Zuwarten und konservativen Maßnahmen aufhält. Man sollte doch möglichst bald ihre Ursache durch Röntgen- und andere Untersuchungen zu ergründen suchen und das Messer nicht allzulange scheu beiseite liegen lassen. Kleine Eingriffe sind meist nur nötig, um einen definitiven Schluß der Fistel herbeizuführen und den Patienten vor größeren Abszessen und vor größeren Eingriffen und damit auch zugleich wieder oft genug vor längerer Bettruhe zu bewahren.

Fig. 6.



Bei abgeschlossener Wundheilung stehen auch der Beurlaubung der betreffenden Patienten mit dieser Prothese in die Heimat oder zur Arbeit keinerlei Bedenken entgegen, bis die Zeit gekommen ist zur Herstellung der definitiven Prothese, zumal da auch kosmetisch leicht mit einfachen Pappehülsen und Ueberziehen eines Schuhes, der mit Watte ausgefüllt ist, nachgeholfen werden kann (Fig. 6).

Ich möchte nun noch auf eine Art der Stumpfvorbereitung kurz zu sprechen kommen, die von Spitzy angegeben und auch von anderen Orthopäden nachgeprüft und als gut befunden ist, das ist das Anlegen von sogenannten Schnürfurchen an Oberarm- und Oberschenkelstümpfen, die der Hülse einen festeren Halt geben und das Abgleiten derselben vom Stumpf verhindern und somit auch das störende Anheben des Stumpfes beim Vorwärtsbringen des künstlichen Beines vermeiden sollen. Ich glaube, Gaugele hat nicht ganz unrecht, wenn er sagt, daß diese Methode nur eine beschränkte Berechtigung hätte insofern, als die modellierten Stellen des Kunstbeines gar nicht mehr zur Wirkung kommen könnten, sobald der Stumpf noch eine Veränderung erfährt, womit doch immerhin gerechnet werden muß, gebe aber zu, daß ich nach dieser Richtung hin keine Erfahrung habe, da ich diese Methode deshalb nicht in Anwendung gebracht habe, weil ich gerade die Stümpfe, für die sie in Betracht kommen dürfte, anders verwendet wissen möchte.

Die Ausnutzung der noch vorhandenen Stumpfmuskulatur bei Amputierten für die Bewegung der Prothesen ist, namentlich durch Sauerbruchs schöne Arbeiten, in letzter Zeit wieder in den Vordergrund getreten und meines Erachtens mit vollem Recht. Nur eines ist mir dabei aufgefallen und das ist der Umstand, daß in allen diesbezüglichen Abhandlungen von Sauerbruch sowohl wie auch von anderen fast stets nur die obere Extremität Berücksichtigung fand und die untere nie oder nur mit wenigen Worten erwähnt wurde. Ich sehe aber gar nicht ein, warum diese gerade so stiefmütterlich nach dieser Richtung hin behandelt wurde und glaube nicht fehl zu gehen, wenn ich dafür den Grund darin suche, daß wir mit den künstlichen Beinen schon weit besser daran sind als mit den künstlichen Armen, und zwar deshalb, weil wir mit jenen nur eine Funktion zu erreichen haben, den Gehakt, bei diesen aber „unendlich viele Variationen schon bei regelmäßigen Gebrauch und noch mehr, wenn wir den jeweiligen Beruf berücksichtigen müssen".

Die Verhältnisse liegen bei Oberschenkelamputierten mit Bezug auf die Bewegung der Prothese durch die erhaltene Stumpfmuskulatur weit günstiger als bei Armamputierten, da wir ja nur eine Kraft beim künstlichen Bein notwendig haben, eine Zugkraft, um den Unterschenkelteil in die Streckstellung überzuführen und ihn in dieser so fest zu erhalten, daß der Patient nicht Gefahr läuft, beim Gehen mit dem künstlichen Bein im Knie nach vorn zu einzuknicken und hinzufallen, ein Mangel, der bisher allen künstlichen Beinen anhaftete und dem man schon mit allen möglichen Vorrichtungen und Konstruktionen zu Leibe gerückt ist, ohne bisher nennenswerte Erfolge erzielt zu haben.

Das beste, was ich bisher nach dieser Richtung hin gesehen habe und vor allen Dingen auch ausprobieren konnte, ist ein von der Firma Baumgärtel-Halle erdachter Mechanismus, den ich nebenstehend abbilde (Fig. 7—9).

An der Ferse des künstlichen Beines sitzt ein Stoßpuffer, der im Moment der Belastung den erhaltenen Stoß nach oben überträgt und nun mit Hilfe eines eingreifenden Zapfens das Kniegelenk feststellt, das sich in dem Augenblick wieder lockert, sobald der Druck von der Ferse genommen und das Bein erhoben wird, um nach vorn geführt zu werden.

Ich habe mich davon überzeugen können, daß die Patienten mit diesem Bein gut und sicher gehen können und auch sehr zufrieden damit waren, zumal wenn sie vorher schon ohne jede Feststellvor-



richtung gegangen waren. Der Preis eines solchen Beines stellt sich nur um wenige Mark höher, so daß seiner Beschaffung keinerlei Bedenken entgegenstehen dürften.

Kehren wir nun zurück zur Ausnutzung der Oberschenkelstumpfmuskulatur, so wäre es natürlich das beste, wenn man sogleich bei der primären Amputation die Streckmuskulatur des Oberschenkels, die ja allein in Frage kommt, dementsprechend zustutzen könnte; das wird aber in den wenigsten Fällen aus den bereits oben angeführten Gründen unmöglich sein, und ist auch in der Tat gar nicht nötig, da

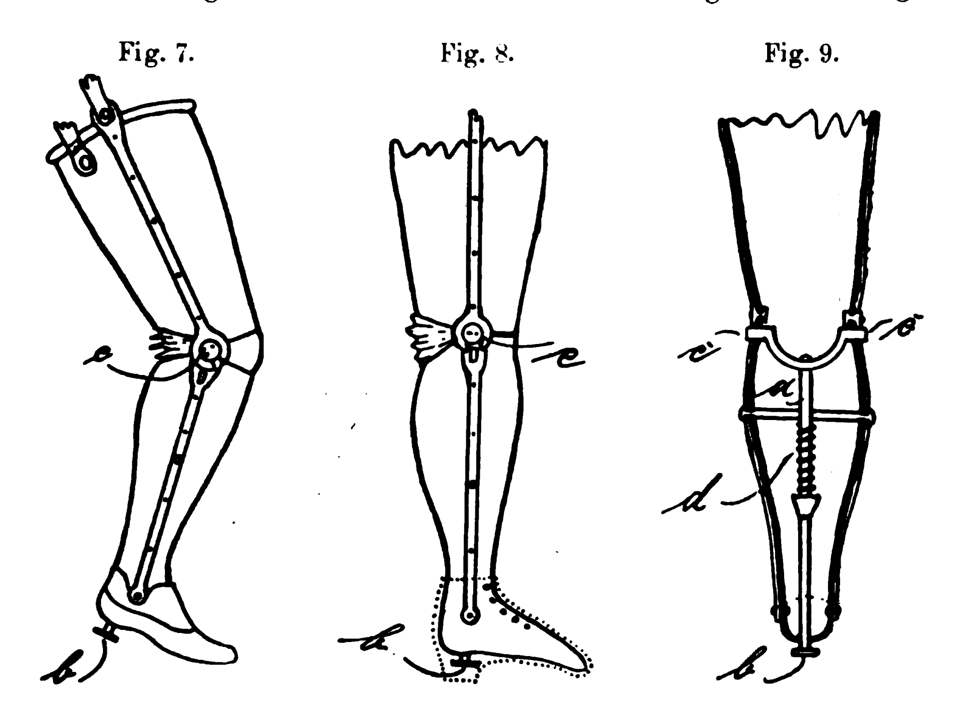
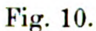


Fig. 7. Fig. 8. Fig. 9.

wir in der Lage sind, auch später noch durch kleine Nachoperationen die betreffenden Muskelgruppen umzuarbeiten und für unsere Zwecke nutzbar zu machen. Ich glaube bestimmt, daß, wenn wir einmal Nachschau unter unseren Oberschenkelamputierten halten würden, wir noch genug herausfinden würden, bei denen dies möglich wäre, auch selbst bei solchen, bei denen bisher noch keine Stumpfgymnastik getrieben wurde. Nicht einmal, nein, oft genug habe ich mich davon überzeugen können, daß auch noch eine spät einsetzende Stumpfgymnastik gute Erfolge zeitigte nicht nur in bezug auf die Kraft, sondern auch in bezug auf die Länge der Kontraktionsmöglichkeit der Muskeln, namentlich wenn es sich um Patienten handelte, die mit Lust und Liebe bei der Sache waren und ihrer Muskulatur nur wenig

Ruhe ließen. Und das waren sie bis auf ganz wenige Ausnahmen alle, in der freudigen Hoffnung, möglicherweise eine Prothese zu erhalten, die sie mit ihrer eigenen Muskulatur bewegen konnten.

Diese einzelnen Späterfolge in der Wiedererlangung der Kraft und Zunahme der Zuglänge der Stumpfmuskulatur dürfen nun aber keineswegs den Gedanken aufkommen lassen, daß es immer noch Zeit genug sei, mit der Stumpfgymnastik anzufangen. Auch hier gilt


Fig. 10.



wie überall der Satz, daß, je früher diese Stumpfgymnastik einsetzt, um so besser auch unsere Erfolge sein werden, ganz zu schweigen von den Fällen, die eben bei zu spät eingeleiteter Stumpfgymnastik Versager abgeben müssen, insofern, als nunmehr aus den total erschlafften und degenerierten Muskelstümpfen nichts mehr herauszuholen ist.

Hauptsächlich kommen hier natürlich aktive Kontraktionsübungen der Muskulatur in Frage, zunächst ohne Belastung, dann aber mit allmählich sich steigernder Belastung, die man am besten in Form von über Rollen zu ziehenden Gewichten bzw. Sandsäcken

anwendet (Fig. 10 u. 11), wie das ja schon von Sauerbruch und anderen beschrieben ist. In Fällen, bei denen die Muskeln noch nicht mit Löchern versehen sind, werden die Schnüre mit Heftpflasterstreifen oder Mastisol an den Muskeln befestigt. Ich möchte raten, in noch nicht operativ vorbereiteten Fällen erst die Muskulatur zu üben und dann sie operativ vorzubereiten, da uns das erreichte Können oft genug noch einen guten Wegweiser abgeben kann dafür, wo und wie

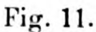
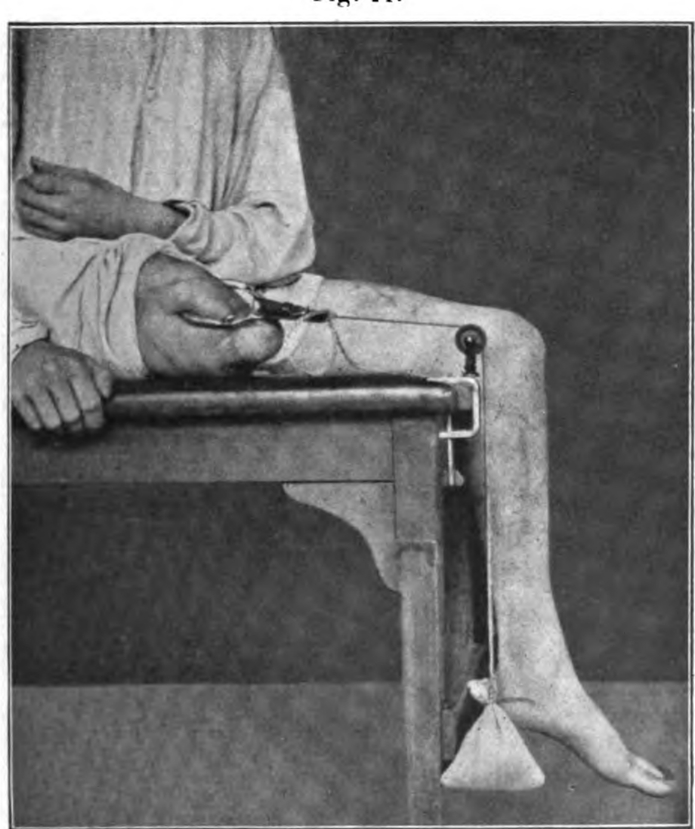


Fig. 11.



die Löcher in den Muskeln am besten anzubringen sind. Freude macht es, zu sehen, wie dann täglich nicht nur die Kraft der Muskeln zunimmt, sondern auch ihre Zuglänge, aber eins ist dabei erforderlich, wenn wir anders Erfolge erzielen wollen, und das ist nicht nur, wie ich bereits erwähnte, Lust und Liebe, Eifer und Ausdauer von seiten der Patienten, sondern auch mindestens ebenso viel, wenn nicht noch mehr Lust und Liebe, Eifer und Ausdauer von seiten der Behandelnden. Nicht jeder eignet sich dazu und manchem wird es schon nach einigen Sitzungen langweilig, wie wir denn bei der Medikomechanik überhaupt sorg-

fältigst Auswahl im ärztlichen Hilfspersonal treffen sollten. Es zieht nun einmal so manchen mehr in das Verbands- und Operationszimmer als in die medikomechanischen Uebungssäle mit allen ihren Nebeneinrichtungen. Und die Erfahrung habe ich schon oft machen können, daß auf Kosten dieser falschen Auswahl unserer Helfer und Helferinnen, die wir nun einmal bei der Fülle der Arbeit durchaus nicht entbehren können, auch ein großer Teil der Mißerfolge in der medikomechanischen Behandlung zu setzen ist. Man soll sich doch nicht wundern, wenn die Erfolge ausbleiben, lediglich deshalb, weil man Leute an solche Plätze stellte, die jemals auch nur die geringste Ausbildung nach dieser Richtung hin genossen hatten, und die oft genug, ohne daß sie auch nur das geringste Verständnis dafür, die geringste Lust und Liebe dazu hatten, einfach dazu kommandiert wurden. Das ist ein Stück des Kapitels „Falsches und Richtiges in der medikomechanischen Behandlung", auf das man doch ja sein Augenmerk richten sollte.

Fig. 12.



Auf die operative Seite der Stumpfvorbereitung zur Ausnutzung der Muskelkraft, auf die Bildung der Zuglöcher in den betreffenden Muskeln und Muskelgruppen u. a. m. will ich hier nicht näher eingehen. Sauerbruch u. a. haben ja in ihren diesbezüglichen Arbeiten nach dieser Richtung hin vortreffliche Ratschläge auf Grund ihrer gemachten Erfahrungen gegeben, an die ich mich streng gehalten habe.

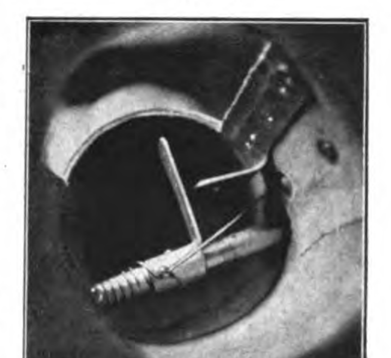
Und nun zu dem künstlichen Bein! Ein Soldat, der vom Kollegen Hans in Limburg operiert war (Fig. 12) und seinem Heimatslazarett zwecks Anfertigung eines Stelzfußes überwiesen wurde, gab mir Veranlassung, Versuche mit einer Prothese zu machen und eine solche zu konstruieren.

Ich brauche wohl auf dieses künstliche Bein nicht noch einmal an dieser Stelle hier näher einzugehen, da ich es ja schon in einer Arbeit in der Münch. med. Wochenschr. und in einer anderen im Zentralbl. f. Chir. ausführlich beschrieben habe. Ich füge nur noch einige Abbildungen bei, die die Konstruktion des Beines wiedergeben (Fig. 13

bis 15) und die zeigen, was der Mann mit dem Bein zu leisten imstande ist. Er vermag nicht nur den Unterschenkelteil des künstlichen Beines selbständig mit seiner Quadricepsstumpfmuskulatur zu strecken (Fig. 16 u. 17), er vermag nicht nur mit gut gebeugtem Unterschenkelteil zu sitzen (Fig. 18), sondern er kann sogar mit etwas gebeugtem Knie auf dem künstlichen Bein stehen, ohne nach vorn zu einzuknicken (Fig. 19).

Weit schwieriger als für das Bein liegen natürlich nun, wie bereits einmal erwähnt, die Verhältnisse beim Arm, sowohl bei der Vorbereitung der Stumpfmuskulatur wie auch bei der Herstellung der Prothese, bei deren Konstruktion unsere Versuche noch nicht zum Abschluß gekommen und noch nicht derartig weit gediehen sind, daß es sich verlohnte, schon jetzt darüber zu berichten. Wir brauchen hier nicht nur eine Kraftquelle, sondern mehrere, wenn die Prothese wirklich eine praktische Verwendung finden und sich nicht auf dem Niveau der bisher konstruierten bewegen soll.

Fig. 13.



Aber wenn wir nun auch eine wirklich gute Prothese zurzeit noch nicht besitzen, nun, so soll uns dies doch keineswegs abhalten, die Muskulatur dementsprechend vorzubereiten und zu üben und die in Frage kommenden Operationsmethoden immer und immer noch weiter auszubilden, auf die ich hier nicht näher eingehen möchte. Das soll einer späteren Zeit überlassen bleiben; jedenfalls will ich aber das eine nicht unerwähnt lassen, daß sich einer unserer chirurgischen Beiräte im Armeekorpsbezirk, Herr Dr. Pflugradt-Salzwedel, speziell mit diesen Dingen am Arm beschäftigt und Erfolge erzielt hat, die uns wirklich ein Ansporn sein können, auf diesem Gebiet weiter zu arbeiten, zumal da ich die feste Zuversicht habe, daß wir auch noch eine brauchbare Prothese ausfindig machen werden, wenn wir Aerzte weiter Hand in Hand mit tüchtigen Orthopädiemechanikern und Amputierten selbst arbeiten, von denen uns schon manche recht gute und brauchbare Fingerzeige im Prothesenbau gegeben haben.

Auch hier heißt es natürlich Stumpfgymnastik treiben in demselben Maße, wie es bei der unteren Extremität notwendig ist. Was eine gut arbeitende Oberarmmuskulatur zu leisten vermag und wie

sie auch beim festen und guten Sitz der Prothese mitwirken kann, das habe ich nicht nur bei dem doppelseitigen Carnesarmträger gesehen, sondern auch bei einigen anderen meiner Patienten, bei denen es nicht gelang, die Oberarmhülse abzustreifen, sobald sie ihre Stumpfmuskulatur anspannten, während dieselbe ganz lose und locker saß, sobald sie dieselbe entspannten.

Daß im übrigen die Stumpfbehandlung und Stumpfeinübung an der oberen Extremität in manchen Dingen abweichen und eine ganz

Fig. 14.

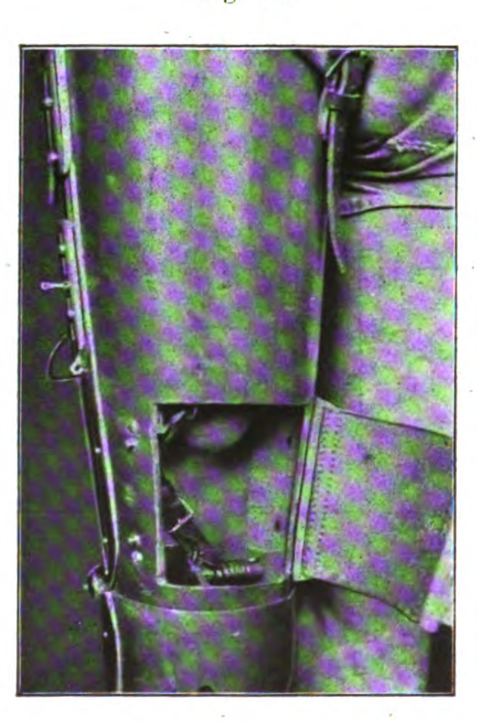
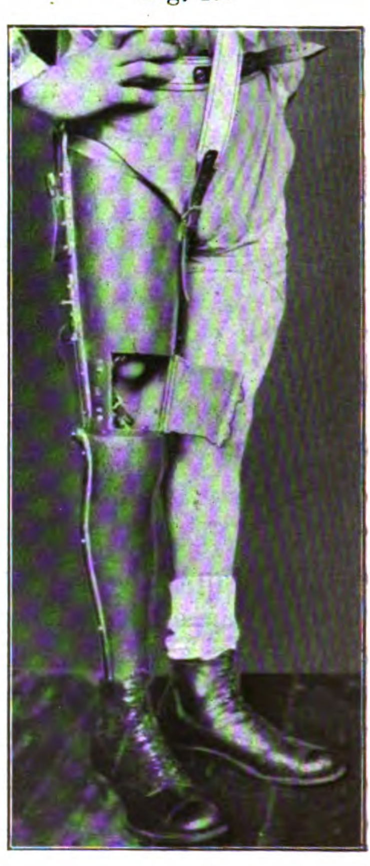


Fig. 15.



andere sein muß als an der unteren Extremität, dürfte wohl ohne weiteres klar sein.

Bei den Amputierten sollen wir zunächst immer auf das sehen, was vom Arm noch da ist, und nicht auf das, was fehlt. Wir sollen das, was noch da ist, erst ohne Prothese auszunutzen suchen und, wer viel mit Amputierten zu tun hat, nun, der wird mir recht geben, wenn ich sage, daß man oft erstaunt sein muß über das, was manche Leute noch mit ihren Stümpfen allein zu erreichen und fertig zu bringen vermögen,

namentlich wenn es sich um Unterarmamputierte handelt und wenn der Unterarmstumpf auch noch so kurz, im übrigen aber nur frei beweglich ist. Ich kenne außer dem bekannten Lehrer in Berlin-Zehlendorf und dem Amtsanwalt in Zürich bereits jetzt schon mehrere Kriegsverletzte, die tüchtig ihren Stumpf ausnutzen und gern auf jede Arbeitsprothese verzichten, mit der sie nicht mehr leisten können als mit dem Stumpf selbst. Die beste medikomechanische Behandlung ist auch hier der

Fig. 16.



regelmäßige Gebrauch des Stumpfes bei der Arbeit und deshalb ist der rechte Platz für alle Armamputierten nur ein solches Lazarett, in dem sie sich nach dieser Richtung hin in den vorhandenen und jenen angegliederten Werkstätten mit ihren Stümpfen gut einüben und für ihren späteren Beruf vorbereiten können, wenn es nicht möglich sein sollte, in ihrem alten auch ferner zu verbleiben. Letzteres allerdings zu erreichen, soll unsere Hauptaufgabe sein und wir sollen nicht mit Mühe, Arbeit und Zeit geizen, solange noch ein Fünkchen Hoffnung besteht,

einen Amputierten seinem alten Beruf erhalten zu können. Auch hier habe ich die Erfahrung machen können, daß Aerzte nur allzuoft und allzuschnell dem Drängen und Bitten der Verletzten auf Berufswechsel nachgaben und ihn womöglich dabei noch unterstützten, wenn er sich nach einer Portier-, Schreiberstelle oder ähnlichem umsah, obwohl es gar nicht nötig war. Solche Stellen sollten doch

Fig. 17.



für die aufgehoben bleiben, deren Verstümmelung wirklich eine andere Arbeit nicht mehr zuläßt, in dem Maße wenigstens nicht, daß sie bei derselben auch nur einigermaßen mit ihren Arbeitskollegen konkurrieren könnten.

Daß neben dieser erwähnten Werkstättenarbeit auch noch in manchen Fällen eine Stumpfgymnastik und Stumpfbehandlung im wahren Sinne des Wortes nötig sein wird, wie ich sie oben bereits erwähnt habe, liegt wohl klar auf der Hand.

Ehe wir für den Armamputierten die definitive Prothese beschaffen, lassen wir sie jetzt auch erst noch in vielen Fällen mit einfachen und billigen Behelfsprothesen arbeiten, die uns manchen guten Fingerzeig für die spätere Dauerprothese geben, die unter allen Umständen erst dann beschafft werden darf, wenn sich der Mann darüber klar geworden ist, welchen Beruf er ergreifen will und kann. Wir

Fig. 18.



können nicht dem schreibenden Kaufmann denselben Arm geben wie dem Schlosser oder Tischler, nicht dem Landwirt denselben Arm wie einem Kopfarbeiter. Hier wird meines Erachtens noch oft gefehlt und ich verfüge nicht über einen, nein, über mehrere Fälle, wo die Leute für sie wenigstens unzweckmäßige Arbeitsarme bekommen hatten. Nicht selten sieht man immer noch Armamputierte, die Prothesen bekommen haben, mit denen sie in ihrem Berufe nichts oder wenigstens nicht viel anfangen können. Der betreffende Arzt hatte zufällig darüber



gelesen, hatte auch einen gut eingeübten Schlosser oder anderen Handwerker damit arbeiten sehen und das war nun die Veranlassung gewesen, daß er sofort bei dem nächsten Amputierten, der ihm in die Hände lief, den gleichen Arm beantragte, ohne Rücksicht auf den Beruf des Betreffenden zu nehmen und auf die Arbeiten, die jener zu verrichten hatte. Hier muß und kann nur der Arzt entscheiden, der auf diesem Gebiet eingearbeitet ist und alle Konstruktionen kennt, wenigstens die gebräuchlichsten, da ja die Zahl der Arbeitsarme sich von Tag zu Tag immer noch zu mehren scheint. Ich meine, daß es auch hier einmal geboten erscheint, dem allzu überhandnehmenden Erfindergeist etwas Einhalt zu bieten; jedenfalls sollte man mit all diesen „neuen Erfindungen" doch immer erst an die Oeffentlichkeit treten, wenn sie zur Genüge ausgeprobt und auch von anderen Leuten als praktisch befunden sind. Ich habe erst kürzlich in der Zeitschrift für Krüppelfürsorge dieses Thema angeschnitten, da es doch wirklich an der Zeit sein dürfte, nicht immer wieder neue Apparate, neue Schienen, neue Prothesen u. dgl. m. zu erfinden, die oft gar nicht „neu", sondern dem Fachmann schon längst bekannt sind, der sie in manchen Fällen schon längst wieder zum alten Eisen geworfen hatte, weil sie das nicht gehalten hatten, was von ihnen erwartet war.

Fig. 19.



So ganz einfach, wie sich das manche Konstrukteure, Ingenieure und andere Leute denken, ist die Sache nun doch nicht. Wir haben gesehen, daß es nicht nur auf die Prothese, auf den Apparat allein ankommt, wenn wir etwas Gutes mit demselben leisten wollen, sondern daß mindestens ebenso wichtig dabei die Beschaffenheit des Stumpfes ist und daß weiter dabei anatomische Verhältnisse am lebenden Menschen mitsprechen, die nicht unberücksichtigt bleiben können und dürfen. Alles dies greift ineinander, und wenn da manche meinen, daß der Chirurg nur das Glied abzusetzen brauche und der Ingenieur oder Konstrukteur

nun an seine Stelle treten und das abgesetzte Glied durch ein Ersatzglied ersetzen könne, so ist dies ein ganz verkehrter Standpunkt. Wenn wir auch die Mithilfe und Mitarbeit der erwähnten Kreise dankbar anerkennen und auch annehmen im Interesse unserer amputierten Kameraden, so darf es doch nicht dahin kommen, daß jene meinen, allein arbeiten zu können. Unerfreuliche Nackenschläge werden so sicherlich nicht ausbleiben. Wir Orthopäden, von denen mancher selbst monatelang am Amboß und Schraubstock gestanden und unter der Leitung eines tüchtigen Orthopädiemechanikers Kenntnis und Erfahrungen auch in der praktischen Arbeit gesammelt hat, haben schon in langer Friedensarbeit uns mit diesen Dingen beschäftigt und auch schon vieles und Gutes geleistet. Das beweisen ja die vielen Fälle, die Flemming in seinem bekannten Buch veröffentlicht hat und die zum größten Teil Leute aus der Friedenszeit betreffen.

Man soll doch gar nicht etwa denken, daß nun mit einem Schlage die Sache anders und besser gehen wird, wenn sich die Ingenieure derselben annehmen; sie müssen erst Erfahrungen sammeln, die wir schon besitzen, und ihnen fehlen vor allen Dingen nicht nur die normalen anatomischen sondern auch die pathologisch-anatomischen Kenntnisse des menschlichen Körpers, ohne die wir nun einmal nicht auskommen können.

Ich habe Gelegenheit genug gehabt, Zuschriften und Vorschläge derartiger Konstrukteure zu lesen und zu prüfen, und bin erstaunt gewesen, mit welcher Leichtigkeit oft die schwierigsten Probleme „gelöst" werden ohne Rücksicht auf die Anatomie. Es ist doch ein gewaltiger Unterschied, am lebenden Material zu arbeiten als am toten. Sie ignorieren oft alles bisher Dagewesene, kennen es meist auch gar nicht und scheuen sich oft genug nicht, klar und deutlich auszusprechen, wie beschränkt doch eigentlich die Aerzte und Orthopädiemechaniker waren, daß sie noch nicht auf diese „Neuerungen" gekommen sind. Etwas mehr Bescheidenheit wäre wirklich manchmal am Platze, zumal derartige „Neuerungen" für den Kenner sofort als „unbrauchbar" erkannt werden und einen reichlichen Mangel an Verständnis und Erfahrung für diese Fragen aufweisen, oft genug auch gar keine „Neuerungen" sind, sondern „olle Kamellen", die man leicht beim Studium der diesbezüglichen Literatur, die keineswegs eine kleine ist, als solche erkannt hätte.

Aus all dem bisher Gesagten dürfte wohl zur Genüge hervorgegangen sein, daß ein guter Stumpf die Hauptbedingung für die

Leistungsfähigkeit des Amputierten ist, die nun aber noch weiter im günstigen Sinne beeinflußt wird durch eine richtig und zweckmäßig angefertigte Prothese. Guter Stumpf und gute Prothese. Beides muß da sein, um die höchste Leistungsfähigkeit bei einem Amputierten zu erzielen, wenn ein drittes im Bunde nicht fehlt, und das ist die Energie und der eiserne Wille des Amputierten, der manchmal auch bei schlechtem Stumpf und schlechter Prothese Schwierigkeiten zu überwinden vermag, die ein energieloser, willenloser Amputierter auch beim besten Stumpf und bei bester Prothese zu überwinden nicht imstande ist.

Ich möchte auch hier sogleich einmal mit kurzen Worten jener Höchstleistungen gedenken, die energische und geschickte Menschen fertig bringen; sie dürfen auf keinen Fall maßgebend sein und man sollte mit ihnen nicht allzuviel arbeiten. So gut wie sie manchem Amputierten ein Ansporn zu immer neuen Taten sein können, so können sie auch bei manch anderem — und ich glaube, das ist die Mehrzahl — gerade das Gegenteil und bittere Enttäuschungen hervorrufen, wenn sie sehen, daß sie das nicht leisten können mit ihrer Prothese, was sie erhofft, auf die sie nun allein die Schuld schieben zu müssen glauben. Was daraus oft genug für Aerger, für Unzuträglichkeiten, für Schreibereien u. dgl. m. entstehen können, nun, das weiß wohl jeder, der viel mit diesen Dingen zu tun hat.

Daß im Prothesenbau noch nicht alles so klappt, wie es eigentlich sollte, und daß noch Mißstände bestehen, die beseitigt werden müssen, dürfte wohl für jeden Fachmann klar sein. Bei der Fülle des jetzigen Versuchs- und Beobachtungsmaterials, das uns zur Verfügung steht, ist doch manches anders geworden, und die Zahl der Amputierten, die zu Friedenszeiten doch immerhin eine kleine war, ist jetzt eine so große geworden, daß sie uns wertvolle Anregungen nach mancher Seite hin geben konnte. Es ist nicht alles beim alten geblieben und manche Ansichten, die wir früher als richtige anerkannten, sind über den Haufen geworfen, wenn auch immer wieder hervorgehoben werden muß, daß gerade auf diesem Gebiet auch vor dem Kriege die Orthopädie dank dem Einsetzen der Krüppelfürsorge schon tüchtig gearbeitet und auch wirklich Gutes erreicht hatte. Eins rächt sich aber jetzt bitter und das ist die nicht wegzuleugnende Tatsache, daß mit Kriegsbeginn es nur wenig Aerzte gab, die wirklich mit diesen Dingen Bescheid wußten, die man den Bandagisten zu überlassen bis dahin für gut befunden hatte.

Wollen wir zufriedene Prothesenträger schaffen, wollen wir, daß nur gute und zweckmäßige Prothesen geliefert werden, nun, dann müssen wir zunächst darauf hinarbeiten, daß nur solche Bandagisten und solche Orthopädiemechaniker zur Lieferung herangezogen werden, die auch wirklich ihre Kunst verstehen und zwar so verstehen, daß sie nicht nur ein gut aussehendes künstliches Glied anfertigen können, sondern daß sie auch in die Geheimnisse des Prothesenbaues eingedrungen sind. Nicht jedes Bein, das tadellos und sauber in seinem Aeußeren hergestellt ist, dessen Ränder mit schönem blauen und roten Glacéleder eingefaßt sind, und das womöglich auf irgend einer Ausstellung eben wegen dieser guten Ausführung den ersten Preis erhalten hat, ist nun auch zweckmäßig und zum Gebrauch geeignet. Ich verlange von einem künstlichen Glied mehr als schönes Aussehen, auf das ich und auch sicherlich der Prothesenträger gern verzichtet, wenn er es nur gut gebrauchen kann für seine Zwecke.

Hier heißt es zunächst einmal den Hebel anzusetzen.

Ich sehe künstliche Glieder nicht nur aus meinem Korpsbereich, sondern auch aus Nord und Süd, aus Ost und West unseres geliebten Vaterlandes bei den Nachprüfungen auf notwendig werdende Abänderungen bei Leuten, die schon längst entlassen sind und mir nun von den betreffenden Bezirkskommando daraufhin zugeschickt werden, und ich kann getrost und ruhig sagen, daß jene Hauptforderung, nur tüchtige Bandagisten heranzuziehen, noch immer nicht in der richtigen Weise bisher in Erfüllung gegangen zu sein scheint.

Wenn Bandagisten keine Ahnung haben von tragfähigen und nicht tragfähigen Stümpfen, keine Ahnung vom Sitzring und ähnlichen Dingen, wenn Bandagisten nicht einmal verstehen, Gipsabgüsse zu machen, wenn sie Schienenhülsenapparate nicht nach einem solchen, sondern nur nach einfachem Maß anfertigen und wenn sie dann noch dem Verwundeten, der sie auf das Nichtpassen dieses gelieferten Schienenhülsenapparates aufmerksam macht und um Abhilfe der dadurch entstandenen Mängel bat, antworten, daß sich das Bein allmählich schon nach dem Apparat ziehen würde, wenn Bandagisten Armapparate herstellen, die dem Ellbogengelenk die bestehende Beugefähigkeit von 70° auf 130° verringern, weil die Gelenke des Apparates und des Armes nicht kongruent arbeiten, dann dürfen sie auch nicht mitarbeiten und müssen einfach kurzerhand ausgeschaltet werden von allen Lieferungen für unsere Verwundeten.

Alle, die einmal in Friedenszeiten sich lediglich dadurch als

Bandagisten kenntlich machten, daß sie im Schaufenster ein Bruchband, eine Leibbinde oder einen Stelzfuß und ähnliches ausgestellt hatten, im übrigen aber in der Hauptsache Handschuhe, Hosenträger und andere nützliche Dinge verkauften, sind noch längst nicht dazu berufen, nun auf einmal künstliche Glieder herzustellen, und haben damit noch längst nicht ein etwa verbrieftes Recht darauf, sich mit an die Staatskrippe zu setzen lediglich deshalb, weil sie nun glaubten, Geld verdienen zu können. Zum Teil haben sie nicht einmal Werkstätten, sondern beziehen die künstlichen Glieder von bekannten Großfirmen entweder ganz fertig oder so weit fertig, daß sie sie nur noch benähen und besetzen brauchen. Was dabei herauskam, nun, davon konnte ich mich des öfteren überzeugen. Wenn dann die künstlichen Beine oder Stelzfüße zu lang geraten waren und ich darauf drang, sie in ihrem Oberschenkelteil dementsprechend zu ändern, dann ging das nicht, weil ein zur Verstärkung des Leders angebrachter Metallring zu hoch saß und ein Abschneiden des Leders verhinderte oder weil ähnliches vorlag. Man könnte Bände aus der ersten Zeit schreiben über derartige Mängel, die alle genau in Abschriften von mir registriert sind, um Beweismaterial jederzeit in Händen zu haben; denn daß man sich auf diese Weise oft genug nicht gerade gute Freunde unter den betreffenden Bandagisten verschafft, läßt sich leicht denken. Ich lasse mich aber dadurch nicht abschrecken, gehe unbeirrt meinen Weg weiter; mir liegt zunächst das Wohl unserer Verwundeten am Herzen und nicht das mancher Bandagisten, die sich wohl so nennen, aber keine sind, die, weil sie im Frieden Bruchbänder feilhielten, noch längst damit nicht das Recht erworben haben, künstliche Glieder für die Heeresverwaltung zu liefern.

Ich habe den Bandagisten gesagt, daß ich ihnen jederzeit zur Verfügung stände, wenn sie über irgend etwas im unklaren seien, sie sollten ruhig kommen. Ich habe ihnen ferner gesagt, daß ich auch gerne den Anproben beiwohnen würde, da sich so leicht noch etwa vorhandene Mängel abstellen ließen. Sie haben es in den allerwenigsten Fällen getan. Ich sah meist erst die Patienten, wenn die gelieferten und fertiggestellten Glieder abgenommen werden sollten, und dann war es oft zu spät, um vorhandene Mängel noch leicht zu beseitigen. Rücksichtslos habe ich dann aber auf diese hingewiesen und nicht eher die gelieferten Apparate abgenommen, bis sie ihren Zweck voll und ganz erfüllten und bis auch die Patienten erklärten, daß sie nunmehr zufriedengestellt seien. Daß in einem Fall die liefernde Firma zwei

künstliche Beine behalten mußte und schließlich bat, sie von der Lieferung zu befreien, da sie sich nicht noch ein drittes Bein hinstellen möchte, mag zur Illustration des Gesagten dienen.

Auf Veranlassung unseres stellvertretenden Herrn Korpsarztes, der gerade auf diesem Gebiet mit einem anerkennenswerten Eifer und Verständnis ideale Verhältnisse zu schaffen suchte, bin ich in meinem Bezirk herumgefahren, habe mir die Werkstätten der Bandagisten angesehen und habe mit ihnen Rücksprache genommen und mich von ihren Kenntnissen durch gelegentliche Fragen zu überzeugen gesucht, habe mir auch in Arbeit befindliche Apparate zeigen lassen und konnte so feststellen, was sie zu leisten imstande waren.

Ich habe dann Meldung erstattet, wie es meine Pflicht war, und nunmehr wurde alles Weitere vom Korpsarzt aus veranlaßt. Zeigte es sich, daß bei gewissen Bandagisten, die anfangs zu Heereslieferungen herangezogen waren, immer und immer wieder Klagen vorkamen und offensichtliche Mängel zutage traten, die für das Fehlen jeder Sach- und Fachkenntnis bei der Herstellung der künstlichen Glieder sprachen, auch dann erstattete ich Meldung und die betreffenden Firmen wurden nunmehr von der zuständigen Stelle von weiteren Lieferungen ausgeschlossen.

So ist denn nun ein Stamm von Orthopädiemechanikern im Korpsbereich übrig geblieben, von denen man wohl sagen kann, daß sie Verständnis für die Sache haben und zu gebrauchen sind.

Genau so wie bei allen anderen Heereslieferungen eine reinliche Scheidung unter den Lieferanten getroffen wird und unzuverlässige ausgeschaltet werden müssen, so ist es auch auf diesem Gebiet unbedingt nötig. Die Leute mögen darüber ärgerlich sein oder nicht; es lag ja keinerlei unredliche Absicht vor, sie hielten sich für fähig, künstliche Glieder herstellen zu können, es fehlte ihnen aber jede Sach- und Fachkenntnis und vor allen Dingen jedes Verständnis für die Schwierigkeiten des Prothesenbaus, bei dem ja bekanntlich mehr als anderswo individualisiert werden muß. So wie sie es in Friedenszeiten gemacht hatten, daß sie von drei bis vier auf Lager gehaltenen Stelzfüßen einen verpaßten, so konnte es auf keinen Fall weitergehen. Unsere Soldaten sind nicht dazu da, daß man bei ihnen alte Ladenhüter noch so an den Mann bringt.

Neben der Auswahl nur gut arbeitender Bandagisten ist dann noch ein weiteres Erfordernis, daß man die ausgewählten nicht zu selbständig arbeiten läßt, wie es immer noch geschieht. Es gibt Fälle

genug unter den Amputierten, die erhebliche Schwierigkeiten darbieten und bei denen es reiflicher Ueberlegung bedarf, wie das künstliche Glied zu arbeiten ist, auch für den Arzt, der mit diesen Dingen durchaus vertraut ist. Arzt und Orthopädiemechaniker müssen auch hier Hand in Hand arbeiten und jener darf es auf keinen Fall dem Bandagisten allein überlassen, was in dem jeweiligen Fall zu geschehen hat, wie es immer und immer wieder vorkommt und nur allzuleicht erklärlich ist, wenn man bedenkt, daß sich die meisten Aerzte, die in den Lazaretten tätig sind, niemals auch nur im geringsten mit diesen Dingen bisher befaßt hatten. Ich habe Fälle gesehen, in denen bei Oberarmpseudarthrosen die Oberarmhülse an der Stelle derselben aufhörte, in denen bei Schlottergelenken der Schulter lediglich ein oder zwei weiche Lederriemen die Verbindung herstellten zwischen Schulterkappe und Oberarmhülse, in denen bei Wackelknie die gelieferte Schiene das Knie nicht einmal mit umfaßte, kurzum, ich könnte noch unzählige viele Beispiele derart anführen, bei denen auch sonst gut arbeitende Orthopädiemechaniker nicht das Leiden erkannt und dann Apparate angefertigt hatten, die nicht zu gebrauchen waren und die die Verwundeten nicht als eine Wohltat empfanden, sondern als eine Last, durch die die Beschwerden nicht nur nicht behoben, sondern sogar noch vermehrt wurden. Wir müssen bei der Herstellung der künstlichen Glieder unbedingt verlangen, daß sie nach Gipsabgüssen hergestellt werden und zwar nach gut gearbeiteten. Von unserem Sanitätsamt ist eine diesbezügliche Verfügung an die Bandagisten erlassen, die es ihnen zur Pflicht macht, die Gipsabgüsse aufzuheben, um sie gegebenenfalls vorzeigen zu können zwecks Prüfung, ob die abgelieferten Glieder auch wirklich nach diesen und auf diesen gearbeitet sind, und zwar ist dies deshalb geschehen, weil Fälle bekannt geworden sind, bei denen ein Gipsabguß zwar angefertigt wurde, meist nur ein Negativ mit einigen Gipsbinden, weil es Vorschrift war, nach dem aber dann nicht gearbeitet wurde.

Wir müssen mindestens eine, wenn nötig auch mehrere Anproben machen, was auch immer noch nicht geschieht von seiten der Bandagisten, und wir müssen vor allen Dingen das künstliche Glied nach Fertigstellung ausprobieren und nicht sogleich nach dem Anlegen den Mann mit nach Hause schicken. Immer und immer wieder kommen Leute direkt von dem Bandagisten, bei dem sie gerade vorher ihr künstliches Bein erhalten haben, zu mir, um sich den guten Sitz und die Zweckmäßigkeit desselben auf der Rechnung bescheinigen zu lassen.

Es handelt sich dann meist um bereits entlassene Mannschaften, die durch Vermittlung der zuständigen Bezirkskommando das Bein erhalten haben und nun möglichst schnell ihrem häuslichen Herd wieder zueilen möchten. Das darf meines Erachtens nicht geschehen, da ja oft genug erst Mängel beim Gebrauch des Ersatzgliedes zutage treten und nicht sogleich nach dem Anlegen desselben.

Mit diesen letzten Ausführungen habe ich nun schon die Frage der Begutachtung der künstlichen Glieder angeschnitten, die eine ebenso wichtige ist wie die der Herstellung derselben.

Es ist ja bekannt, daß nach Ablieferung der Prothese der gute Sitz, die gute Ausführung, die Zweckmäßigkeit und Preiswürdigkeit derselben auf der Rechnung von einem Arzt bescheinigt werden muß, damit diese dann bezahlt werden kann. Gerade hierbei bestehen aber gewisse Mißstände, die meines Erachtens dringend der Abhilfe bedürfen und auch leicht meiner Ansicht nach beseitigt werden können, wenn diese Schlußprüfung der Prothese nur von solchen Aerzten vorgenommen wird, die mit dem Prothesenbau auch wirklich vertraut sind und etwaige vorhandene Mängel demnach leicht finden können.

Wenn ich heute als Orthopäde vor die Aufgabe gestellt würde, Hörapparate, komplizierte Brillen oder ähnliches auf ihre Brauchbarkeit hin zu prüfen und ihre Zweckmäßigkeit zu bescheinigen, so würde ich dies rund ablehnen mit der Begründung, daß ich mich dazu nicht für fähig hielte und daß ich von diesen Dingen nicht so viel verstände, daß ich mich dazu berufen fühlte, als Begutachter derartiger Apparate zu fungieren.

Genau so ist es, meine ich, auch bei den orthopädischen Apparaten und künstlichen Gliedern, über die heutzutage so viele Aerzte zu Gericht sitzen müssen, die mir nicht einmal, nein, wiederholt und oftmals versichert haben, daß sie von diesen Dingen nicht die geringste Ahnung hätten. „Geist und Hand eines Arztes kann heute nicht mehr das Gesamtgebiet der Heilkunde vollständig beherrschen," sagte unser Geheimrat Deneke in einem Vortrag, die Kriegsbeschädigtenfürsorge betreffend, und darin wird ihm wohl jeder ohne weiteres beistimmen. Was bei solchen Begutachtungen, bei solchen Zweckmäßigkeitsbescheinigungen herauskommt, nun, das kann der beurteilen, der mitten in dieser Arbeit steht und dem somit Gelegenheit geboten ist, Apparate und Prothesen nachzuprüfen, die bereits von anderen Aerzten begutachtet sind, und zwar deshalb nachzuprüfen, weil die betreffenden Träger trotz der begutachteten Zweckmäßigkeit nicht zufrieden waren

und dieser ihrer Unzufriedenheit oft genug, namentlich wenn es sich bereits um entlassene Leute handelte, in derben Worten Luft machten, wenn sie es nicht vorzogen, wie ich es auch erlebt habe, das gelieferte Bein in die Ecke zu stellen und sich auf ihre eigenen Kosten ein neues machen zu lassen.

Ich habe nicht einmal, nein, oft genug die Erfahrung machen können, daß es sich keineswegs um Querulanten handelte, wie so manchmal von den betreffenden Aerzten oder Bandagisten behauptet wurde, sondern daß die Klagen der Leute oft nur allzu gerechtfertigt waren.

Was soll man dazu sagen, wenn ein Mann bei der Abnahme des künstlichen Beines durch den Gutachter diesen auf das Nichtpassen aufmerksam macht und wenn ihm dann von diesem gesagt wird: „Zu weit schadet nichts, legen sie sich nur etwas Watte hinein und dann geht es schon.“ Oder was soll man dazu sagen, wenn einem Tischler, der ein Jahr nach der Amputation bereits seinen Beruf wieder aufgenommen hat und voll und ganz versieht und der nun den dringenden Wunsch hat, einen straffen Gummizug über das Knie hinweg zu haben, damit er sich hinknieen kann und nicht immer erst die Feststellvorrichtung zu lockern braucht, dies von dem Arzt beim Bezirkskommando abgelehnt wird, und zwar mit der Begründung, daß durch eine solche Vorrichtung die Stabilität des Beines stark beeinträchtigt werde?

Mir ist ein Fall bekannt, bei dem ein Feldunterarzt in Vertretung des Arztes beim Bezirkskommando zu Gericht saß über eine Prothese, die in der Werkstatt eines Orthopäden abgeändert und von letzterem selbst bei ihrer Ablieferung auf ihren guten Sitz hin geprüft war. Der Feldunterarzt erklärte dieselbe für unzweckmäßig und bei einer nochmaligen Prüfung durch den betreffenden Orthopäden stellte es sich heraus, daß dieselbe tadellos saß und daß der Mann selbst angab, daß er noch nie bisher so gut mit dem künstlichen Bein gelaufen sei wie jetzt nach der Abänderung. Der Sitzring lag tadellos an den Stützpunkten an, wo er liegen mußte, und das war es gerade gewesen, was von seiten des Unterarztes bemängelt war, der sicherlich keine Ahnung von einem Sitzring und seiner Wirkung hatte.

Um auch solche Vorkommnisse für die Zukunft zu vermeiden und um nach dieser Richtung hin auch wieder einen Schritt vorwärts zu kommen, hat unser stellvertretender Herr Korpsarzt folgende Verfügung erlassen:

„Es ist wiederholt vorgekommen, daß von jüngeren Aerzten Urteile über unpassenden Sitz bzw. Unbrauchbarkeit von Prothesen ab-

gegeben worden sind, welche in direktem Widerspruch zu den ganz kurz vorher abgegebenen Gutachten der fachärztlichen Beiräte stehen. Derartige Urteile sind durchaus unsachgemäß, verbittern die Prothesenträger und erwecken in ihnen unerfüllbare Wünsche.

Ich untersage es hiermit, daß einmal abgegebene fachärztliche Urteile durch ärztliche Dienststellen abgeändert werden. Sollte sich wider Erwarten durch nachträglich eingetretene Umstände eine Aenderung des fachärztlichen Urteils notwendig machen, ist unter eingehender Darlegung der Gründe auf dem Dienstwege meine Entscheidung einzuholen.

Ich ersuche in allen Fällen, in denen es sich um Anfertigung von künstlichen Gliedern oder eine Umänderung bzw. Wiederherstellung solcher handelt, das Urteil der fachärztlichen Beiräte bzw. fachärztlich vorgebildeten Chirurgen unter Vorstellung der Mannschaften usw. einzuholen, soweit dieselben sich am Standorte befinden. Werden besondere Reisen der fachärztlichen Beiräte notwendig, sind dieselben vorher von mir zu genehmigen."

Das ist ganze Arbeit und nur so werden wir vorankommen, um möglichst ideale Verhältnisse zu schaffen.

Das Gesagte mag genügen, ich könnte noch Beispiele gleicher und ähnlicher Art mehr anführen, die beweisend dafür sind, wie wichtig es doch ist, daß die Prothesen nur von solchen Aerzten begutachtet werden, die sich mit diesen Dingen vertraut gemacht haben. Auf die Aussagen der Leute darf man sich nicht allein verlassen, man muß auch das Ersatzglied selbst prüfen.

Ich will keineswegs in Abrede stellen, daß ich nicht auch gelegentlich Leute gesehen habe, die unberechtigte Klagen vorbrachten, aber diese Fälle waren äußerst selten und der Grund hierfür war dann meistens darin zu suchen, daß die betreffenden Leute allzu große Anforderungen an das betreffende künstliche Bein gestellt hatten; sie glaubten eben einen vollwertigen Ersatz für ihr verloren gegangenes Glied zu erhalten und hatten nicht bedacht, daß dies ein Ding der Unmöglichkeit sei und daß eine Prothese, wie bereits oben angeführt, nie und nimmer ein vollwertiger Ersatz sein und jemals auch werden könne, daß derselben eben immer doch gewisse Mängel und Unannehmlichkeiten anhaften müssen, und wenn sie auch noch so kunstvoll gearbeitet ist; sie hatten auch manchmal die Höchstleistungen energischer und geschickter Leute vor Augen und glaubten nun, daß es

an der Prothese liegen müsse, wenn sie nicht auch diese Höchstleistungen vollbringen konnten.

Schuld an solchen unberechtigten Klagen sind dann aber auch oft genug andere Leidensgenossen. Sie haben ein Bein bekommen, mit dem sie gut gehen können; sie sind sehr zufrieden damit und nunmehr des Lobes voll, zeigen sie den anderen, wie sie damit gehen können, und traurig und neidisch sieht dieser nun auf jene. Wenn ich dann der Sache näher auf den Grund ging, dann zeigte es sich, daß jener Leidensgenosse eigentlich gar kein Leidensgenosse im strengsten Sinne des Wortes war. Der mit seiner Prothese Zufriedene hatte einen tadellosen Unterschenkelstumpf von guter Länge, der Unzufriedene aber nur einen kurzen Oberschenkelstumpf. Das war natürlich gar nicht dem Mann zum Bewußtsein gekommen, daß an dem Unterschied im Gehen nicht das künstliche Bein schuld war, sondern lediglich die Beschaffenheit des Stumpfes.

Wir müssen den Leuten immer und immer wieder die Erkenntnis beizubringen suchen, daß ein großer Unterschied zu machen ist zwischen Unter- und Oberschenkelamputierten, zwischen Unter- und Oberarmamputierten, ja daß auch ein großer Unterschied wieder zu machen ist zwischen den einzelnen Unterschenkelamputierten und den einzelnen Oberschenkelamputierten, da ja die Länge, die Beschaffenheit des Stumpfes, die Art und Lage der Narben, die Tragfähigkeit oder Nichttragfähigkeit derselben und vieles andere noch mehr Faktoren von größter Wichtigkeit sind, die unter allen Umständen zu berücksichtigen sind und oft genug allein den Ausschlag geben für die bessere und schlechtere Gehfähigkeit. Es gibt schmerzhafte, zu kurze, unbewegliche, schlaffe und lappige Stümpfe, die alle gewaltige Schwierigkeiten beim Anlegen einer Prothese machen können, die manchmal eben nicht zu überwinden sind.

Ich habe es wiederholt gesehen, daß Leute mit ihrem gelieferten Bein ganz gut gehen konnten, sich aber trotzdem auf eigene Kosten auf Zureden eines anderen Kameraden hin ein neues bei einer anderen Firma machen ließen, und das Ende vom Lied war, daß sie nun mit diesem Bein, mit dem der andere sehr zufrieden war, gar nicht zufrieden waren. Hätten sie vorher einmal an zuständiger Stelle gefragt, nun, dann würden sie sofort den Bescheid erhalten haben, daß der Amputationsstumpf des Zufriedenen ein sehr langer, guter, fest und günstig vernarbter war, der des nicht ganz Zufriedenen



dagegen ein sehr kurzer, schlechter, mit zarter Narbe, die wenig widerstandsfähig war.

Und dann noch ein zweiter Grund bei vielleicht annähernd gleichem Stumpf. Das ist der Wille und die Energie, die der hat, der mit seinem Bein gut geht, und die dem anderen vollkommen fehlt, der nicht mit seinem Bein zufrieden ist, das ist auch die Unempfindlichkeit des einen und die allzugroße Empfindlichkeit des anderen. Das „Ich will" spielt hier eine gewaltige Rolle. Ich habe Leute gesehen, die mit einem unzweckmäßigen Bein tadellos fertig wurden, und andere wieder, die mit einem durchaus zweckmäßigen und sehr gut gearbeiteten Bein gar nicht fertig wurden. Es liegt eben nicht in allen Fällen an der betreffenden Firma, die das künstliche Glied arbeitet, sondern an den Trägern selbst. Es sind nicht alle „Hoeftmansche Männer". Ich kenne einen Hauptmann, der dicht oberhalb des Knies amputiert war. Er erhielt ein künstliches Bein, mit dem er sofort gut auf und davon marschierte. Schon nach 14 Tagen machte er eine Tageswanderung im Harz von 16 Kilometern. Ueberall lobte er nun die betreffende Firma, der er das Verdienst zuschrieb, während er es sich hätte eigentlich zuschreiben müssen. Er war wie im Felde so auch hier der schneidige Mensch, er überwand alles spielend, er hätte auch mit jedem anderen künstlichen Bein einer anderen Firma ebensogut laufen können, auch wenn er vielleicht einen weniger guten Stumpf gehabt hätte. Wäre er zufällig einer anderen Firma in die Hände gelaufen, nun, so hätte er diese in derselben Weise gelobt und für sie Reklame gemacht.

So lobte er nur diese Firma, obwohl er bei einer anderen gar keinen Versuch mit einem anderen künstlichen Bein gemacht hatte, sein Urteil war also höchst einseitig und doch fanden sich bald mehrere Kameraden, die seinen natürlich wohlgemeinten Worten Glauben schenkten und nicht eher ruhten, bis auch sie das ihrer Meinung nach „alleinseligmachende Bein" bekommen hatten. Und was war der Erfolg! Zwei Offiziere sah ich, die absolut nicht mit dem Bein dieser Firma zufrieden waren und reumütig wieder das alte Bein anschnallten und das neue in die Ecke stellten, nachdem sie auch nach einigen von ihnen gewünschten Abänderungen gesehen hatten, daß es dadurch nicht viel anders und besser wurde.

Ich entsinne mich noch immer eines kleinen Schneiderleins, das gelegentlich unseres Magdeburger Preisausschreibens für künstliche Glieder auf der Bildfläche erschien und uns seine selbst gebaute Prothese vorführte, die er für das allerbeste und einfachste hielt und

mit der er auch tadellos längere Strecken laufen konnte. Nach seinen Aussagen hatte er es mit mehreren künstlichen Beinen versucht, das Geld sei aber zum Fenster hinausgeworfen gewesen, da er mit diesen hätte nicht laufen können. Es handelte sich um einen kurzen Oberschenkelstumpf, der in Beugestellung fixiert stand, der allerdings ungünstigste Stumpf für das Anlegen einer Prothese, so daß man seinen Worten, daß er mit den von verschiedenen Bandagisten gelieferten Beinen nicht fertig geworden wäre, durchaus Glauben schenken konnte und mußte, zumal da er nie über seinen Stumpf mit einem Orthopäden Rücksprache genommen hatte.

Und wie sah nun seine selbstgezimmerte Prothese aus? Ein Sitzbrett aus Holz war mit einer Holzlatte verbunden, an deren unterem Ende ein Holzfuß angebracht war. Das war „sein künstliches Bein", das mit einigen Gurten nach Hosenträgerart am Körper festgehalten wurde und das er für das vollkommenste und beste hielt. Jeder andere würde mit demselben ebensogut laufen können wie er, das war seine felsenfeste Ansicht, und als ich dies ihm gegenüber zu bezweifeln wagte und ihm sagte, daß er vielleicht der einzige wäre, der damit laufen könnte, und daß es bei allen anderen versagen würde, die uns höchstens auslachen würden, wenn sie damit einen Versuch machen sollten, da war er sehr ärgerlich, erschien auch bei der Eröffnung zur Ausstellung und machte seinem Herzen Luft, indem er alles, was ausgestellt war, für Unsinn erklärte. Solche Fälle erleben wir oft genug, wenn auch nicht in so krasser Form. Sehen wir uns doch z. B. nur einmal die bekannten Neumannschen Prothesen an. Wir alle haben uns davon überzeugt, daß Neumann damit gut, ja sehr gut fertig wird. Das ist aber noch längst kein Beweis dafür, daß nun auch jeder andere doppelt Amputierte ebensogut mit diesen Prothesen fertig wird, ganz abgesehen von der jahrelangen Uebung, die Neumann hinter sich hat. Ich habe bisher einen zweiten „Neumann" noch nicht gesehen.

Als weiteren Grund, der unter den Prothesenträgern manchen Unzufriedenen schafft, fand ich dann die Reklame, die sich in Prospekten, Broschüren und ähnlichem jetzt auch auf diesem Gebiet breit zu machen scheint und der meines Erachtens ein scharfes Halt entgegengerufen werden müßte, vor allen Dingen bei solchen Anpreisungen, die das Maß des Erlaubten überschreiten und Dinge versprechen, die sie zu halten gar nicht in der Lage sind. Ich besitze einen Katalog, in dem eine amerikanische Firma ihre Beine anpreist und der mit den schönsten Bildern verziert ist. Auf dem einen reitet ein beinamputierter

Viehzüchter auf einem Pferd in gestrecktem Galopp ohne Zügel, in der einen Hand die Peitsche schwingend, in der anderen den Lasso; auf einem anderen Bild spaziert ein beinamputierter Seiltänzer auf hohem Turmseil einher. Und so geht es dann munter fort.

Was hierdurch für Unheil gestiftet wird, nun, das kann mit mir gewiß auch jeder andere jederzeit durch Beispiele schlagend beweisen, der täglich im reichen Verkehr mit Prothesenträgern steht.

Mir wurde neulich ein Prospekt über eine neue Hand vom Sanitätsamt zur Rückäußerung zugeschickt, in dem wörtlich zu lesen stand: „Für eine künstliche Hand ist es jedoch unbedingt erforderlich, daß man mittelst einer solchen Hand sich möglichst selbst zu bedienen vermag, die zum täglichen Leben für jedermann erforderlichen Handleistungen mühelos selbst verrichten kann. Alle diese Forderungen erfüllt diese neue künstliche Hand." Und nun waren Abbildungen beigegeben, die auf jeden Uneingeweihten den Eindruck machen mußten, daß das, was in dem Prospekt gesagt war, auch in der Tat der Wahrheit entsprach.

Es wurde eine Hand zur Probe eingefordert und schon bei der ersten Besichtigung zeigte es sich für den Fachmann, daß man einmal hier wieder in dem betreffenden Prospekt den Mund so recht voll genommen hatte und daß es in Wirklichkeit doch ganz anders aussah als auf all dem Prospekt beigegebenen schönen Bildern. Ich schrieb damals in meinem Bericht über diese künstliche Hand unter anderem folgendes: „Abgesehen davon natürlich, daß es sich nur um eine Hand mit federnden Fingern handelt, die jedesmal erst durch die andere gesunde Hand in die betreffende Lage gebracht werden müssen, ist es unmöglich, so mit derselben zu schreiben, wie es im Prospekt abgebildet ist; sobald nur etwas scharf mit der Bleifeder aufgedrückt wurde, entglitt diese den Fingern. Was nun das Tragen einer Handtasche anlangt, so konnte eine kleine leere Lederhandtasche allerdings bei stark gebeugten Fingern getragen werden, ohne daß sie aus diesen herausglitt. Sobald man aber nur ein wenig anstieß an einen Gegenstand, oder an einen vorbeigehenden Menschen, lag die Tasche an der Erde. Die Tasche wurde dann mit 2 Pfund beschwert; nach wenigen Schritten schon streckten sich die Finger und die Tasche entfiel, ohne daß sie an ein Hindernis stieß, bald der künstlichen Hand. Andere Versuche, so z. B. das Halten eines Regenschirmes, fielen ähnlich aus, wobei noch gar nicht einmal der Umstand in Betracht gezogen wurde, daß schon



der leichteste Windstoß genügen würde, den Schirm zu Fall zu bringen. Ich will nicht weiter auf andere Beispiele eingehen, da schon aus dem Gesagten zur Genüge hervorgehen dürfte, daß die Hand keineswegs das verspricht, was man von ihr nach dem beiliegenden Prospekt erwarten könnte."

Es sind Prospekte und Broschüren über künstliche Glieder zurzeit bei unseren amputierten Kameraden im Umlauf, die ihnen direkt von den betreffenden Firmen zugesandt werden oder die auch aus der Hand des einen Amputierten in die des anderen wandern. Wir müssen denselben unsere volle Aufmerksamkeit schenken und dürfen sie nicht nur lächelnd beiseite legen, da sie eine große, keineswegs zu unterschätzende Gefahr bilden.

Was mit solchem Geschreibsel, mit solchen Anpreisungen dieser Art gesündigt wird, das kann nur der beurteilen, der viel mit diesen Dingen zu tun hat und mitten in dieser Arbeit steht.

Es ist nur zu begreiflich und verständlich, daß sich die Amputierten mit Hast auf solche Veröffentlichungen stürzen und nun auf Grund des Gelesenen annehmen zu dürfen glauben, daß jetzt das Richtige gefunden sei, das ihr verlorenes Glied voll und ganz ersetzen könne. Sie kommen zum Arzt, sie wenden sich an die Militärbehörde, an Fürsorgestellen für Kriegsbeschädigte, mehr oder weniger unterstützt von Leuten, die zwar Gutes wollen, aber Böses schaffen, weil sie sich in Dinge mischen, von denen sie so gut wie nichts verstehen, und wenn man ihnen dann sagen muß, daß es noch eine gute Weile mit dieser neuen Erfindung habe und daß keineswegs alles das zutreffe, was sie in den diesbezüglichen Anpreisungen gelesen hätten, dann gehen einzelne gedrückt und wieder um eine Hoffnung ärmer von dannen und glauben den Worten, andere glauben diesen aber nicht und denken, daß ihnen die Militärverwaltung diese neue Erfindung, dieses vorzügliche „beste Bein der Welt" nur deshalb nicht liefern wolle, weil es zu teuer sei. So wird dann böses Blut gemacht und die Leute lassen sich nicht abbringen von ihrer Ansicht, sie glauben unseren Worten nicht, daß die Militärverwaltung nach dieser Richtung hin keine Sparsamkeitsrücksichten kenne und stets das Beste und Brauchbarste liefere, wenn es als solches erkannt und erprobt sei, daß sie aber auch auf der anderen Seite natürlich nicht jedem persönlichen Wunsch gerecht werden könne, zumal wenn es sich um Dinge handle, die längst noch nicht spruchreif seien, sondern noch nicht einmal über das Stadium eines ersten Versuches hinausgekommen waren, oder gar wenn es sich um Dinge



handelte, von denen es offensichtlich für den Fachmann feststand, daß sie zwar ihren Verfertigern Nutzen bringen und die Taschen füllen konnten, nicht aber dem Prothesenträger. Wohin sollte das führen, wenn lediglich auf Grund von Anpreisungen und Prospekten oft zweifelhafter und zweifelhaftester Art, die dem Amputierten auf irgend eine Weise in die Hände kommen, nun ein jeder nach Wunsch verlangen könnte, was er wollte?

Zeugnisse sind meist solchen Katalogen beigegeben, in denen mit zum Teil überschwenglichen Worten dann das Kunstbein über alles gelobt wird. Was derartige Zeugnisse oft für Wert haben und wie sie oft entstehen, weiß ja jeder mit solchen Dingen Vertraute, und jede Firma, die viele Beine anfertigt, könnte auch jederzeit mit der gleichen Anzahl guter Zeugnisse aufwarten, da auch mit ihren künstlichen Beinen, auch wenn sie nicht 350 Mark und mehr kosten, viele Amputierte gut laufen können. Tagtäglich kann sich der, der auf diesem Gebiet zurzeit arbeitet, davon überzeugen, daß dies der Fall ist, ja daß Leute mit einfachen Behelfsprothesen, die nur wenige Mark kosten, ganz erstaunliche Leistungen vollbringen, sicherlich die gleichen wie jene Zeugnisaussteller auch.

Ich habe nicht einen, nein, ich habe schon mehrere Amputierte gesehen, die sich teure Beine beschafft hatten und mit diesen gar nicht oder nur sehr wenig zufrieden waren und dann mit einem Bein billigerer Konstruktion sehr gut laufen konnten und nunmehr das teure Bein in die Ecke stellten. Von diesen erfährt natürlich der Leser solcher Kataloge und Prospekte nichts. Ihre Briefe fliegen natürlich in den Papierkorb. Auch Riedel konnte seine technisch ausgezeichnet gearbeitete Prothese, die 350 Mark gekostet hatte, nicht tragen, stellte sie beiseite und ging mit seiner billigeren und einfacheren auf die Jagd, erstieg Berge und machte anderes mehr.

Wie gesagt, dieser drohenden Gefahr muß meines Erachtens entgegengearbeitet werden, und zwar könnte dies wohl am besten auf folgende Weise geschehen.

Es müßte ein populär gehaltenes, für jedermann verständliches Schriftchen ausgearbeitet werden, das jedem Amputierten schon im Lazarett in die Hand zu geben wäre. In demselben müßten vor allen Dingen die reklamehaften Prospekte und Kataloge und der Wert ihres ganzen Inhaltes mitsamt ihren Bildern, die ja bekanntlich gar nichts beweisen, behandelt werden, damit die Leute nicht durch derartige Anpreisungen zur Ausgabe von Geldern veranlaßt werden, die sie besser



hätten anwenden können. Recht in die Augen fallende Beispiele müßten angeführt werden. Es müßte ferner dann darauf hingewiesen werden, daß man nicht allzuviel den Angaben seiner Leidensgenossen nach dieser Richtung hin Glauben schenken dürfte, wenn sie ihr Bein als das beste anpriesen. Sie haben ja meist gar kein Urteil über Beine anderer Konstrukteure, da sie nur das eine trugen, das allerdings gut paßte und mit dem sie gut gehen konnten, womit nun noch längst nicht gesagt ist, daß auch andere Amputierte ebensogut mit diesem Bein gehen können. Es muß ihnen hierin gesagt werden, daß die teuersten künstlichen Glieder durchaus nicht immer die besten zu sein brauchen, daß jeder Bandagist sein Bein für das beste hält und daß es ein bestes Kunstbein überhaupt nicht gibt, sondern daß, wie Gaugele ganz richtig sagt die verschiedensten Systeme, an richtiger Stelle angewendet, als gut und sehr gut bezeichnet werden müssen; es muß ihnen gesagt werden, daß das beste künstliche Glied das ist, das der Träger selbst zu einem solchen durch seine Energie und seine Geschicklichkeit gemacht hat. Für den Schneider, den ich oben erwähnte, war das beste Kunstbein seine selbst gezimmerte Holzprothese, ebenso wie für Keller die beste Prothese sicher die „Kellersche Klaue" ist.

Es muß ihnen dann weiter noch gesagt werden, daß nicht alle Stümpfe gleich sind und daß die bessere Gehfähigkeit oft mehr von der besseren Beschaffenheit der Stümpfe abhängt als von der Konstruktion des künstlichen Gliedes.

Ratschläge über die Behandlung der künstlichen Glieder, über kleinere Reparaturen und ähnliches mehr könnten dann zum Schlusse noch angefügt werden, auch Ratschläge über die Behandlung des Stumpfes.

Schanz hat ja schon ähnliches im Sinn gehabt bei seiner bekannten Broschüre, in der er klarzumachen suchte, was mit Prothesen erreicht und was nicht erreicht werden kann, was berechtigte und unberechtigte Forderungen sind, desgleichen auch Paal-Münster in seiner kurz gefaßten Anleitung zur Behandlung der Kunstglieder.

Diese Andeutungen mögen genügen, um zu beweisen, welchen Nutzen solche Darlegungen bringen könnten und ein wie gutes Gegengewicht diese gegenüber den erwähnten Katalogen und sonstigen Anpreisungen bieten würden, die oft genug unter den Titel des unlauteren Wettbewerbs vom gerichtlichen Standpunkt aus fallen würden, da sie wissentlich falsche Angaben enthalten. Sie verfolgen nur rein geschäft-



liches Interesse; der Kaufmann lobt seine Waren, um diese Waren an den Mann zu bringen.

Andere aber glauben nun aus rein menschlichem Interesse ihre auf diesem Gebiet neuen Erfindungen den Geschädigten anbieten zu müssen, ohne daß sie selbst dabei irgend einen Vorteil erübrigen. Sie meinen einer guten Sache zu dienen, ohne daß sie dabei bedenken, wie schwere, wie bittere Enttäuschungen sie bei unseren Amputierten mit solchen Veröffentlichungen oft genug hervorrufen, gegen die nicht genug von uns Orthopäden angekämpft werden kann und muß, auch wenn der gute Wille, unseren Verstümmelten zu helfen, dabei allein die Triebfeder war und zu diesen Veröffentlichungen Anlaß gab und keinerlei geschäftliches Interesse dabei mitspielte. So hart es auch erscheinen mag, gerade diesen Leuten ein wenig Wermut in ihr süßes Getränk zu mischen, so muß doch das Interesse unserer Kriegsbeschädigten höher stehen, und ein Vorkommnis der letzten Zeit war es erst wieder, das aufs beste beweisen kann, wie recht ich mit diesen meinen Ausführungen habe.

Durch die gesamte Tagespresse ging vor nicht allzulanger Zeit eine Notiz mit der Ueberschrift: „Eine neue künstliche Hand“, die in meiner Zeitung unter „Neues aus aller Welt“ wörtlich lautete: „Das Deutsche Museum in München stellte einem Mechaniker Will, der eine neue Konstruktion für eine künstliche Hand erdacht hat, Zeit und Mittel zur Verfügung, um seine Idee so weit zu verwirklichen, daß sie jetzt der Oeffentlichkeit bekanntgegeben werden konnte. Die Betätigung der Hand wird durch eine äußerst sinnreiche Konstruktion ermöglicht, deren Grundgedanke im folgenden kurz angedeutet sei: Jeder Finger besteht aus drei, aus dünnen Stahlblechen gefertigten Gliedstücken, die unter sich und mit dem Handteller durch Scharniere verbunden sind. Durch einfache Hebevorrichtungen kann jedes Fingerglied in ganz ähnlicher Weise bewegt werden, wie bei der natürlichen Hand, und jedem der fünf Finger kann eine beliebige Stellung gegeben werden, ganz wie es der zu erfassende Gegenstand erfordert Es können beispielsweise Federhalter, Eßbestecke, Trinkgefäße, Werkzeuge, oder was es sonst immer sei, so erfaßt und festgehalten werden, wie es der Gegenstand zum sicheren Halten und sicheren Gebrauch erfordert. Ein Zug von nur wenigen Zentimetern genügt, um die Hand in die Faustlage zu bringen. Durch selbsttätige Sperrvorrichtung wird dann die Hand in jeder durch den zu erfassenden Gegenstand bedingten Lage festgehalten, auch kann sie, ohne einen Gegenstand zu halten,



in einer beliebig gewählten, zwanglosen Stellung verbleiben. Ebenso einfach wie die Herstellung des Griffes ist seine Lösung. Durch Auflegen der Hand auf die Tischplatte oder durch Andrücken des Oberarmes an den Körper wird die Sperrvorrichtung freigegeben und langsam und allmählich strecken sich die Finger ganz so, wie dies bei der natürlichen Hand der Fall ist. Das Deutsche Museum stellt die Anregung allen Werkstätten und Fabriken ohne jede Entschädigung zur Verbesserung und zur beliebigen Herstellung zur Verfügung."

Aus diesen Ausführungen mußte man doch annehmen, daß die Sache derartig spruchreif und ausprobiert sei, daß sie nunmehr der Oeffentlichkeit übergeben wurde und daß man es so von allen Seiten auffaßte, nun, das bewiesen mir die Anfragen der Kollegen, das bewiesen mir auch die Gespräche mit den Amputierten, von denen es in den Lazaretten meines Bezirks eine große Anzahl gab. Keinem war diese Notiz entgangen und jeder hatte nun den sehnlichsten Wunsch, möglichst bald im Besitz einer derartigen Hand zu sein.

Wie groß war aber meine Enttäuschung und die aller anderen, mit denen ich über diesen Gegenstand gesprochen hatte, als auf meine briefliche Anfrage an den betreffenden Konstrukteur die Antwort einlief, „daß er mit den ihm zur Verfügung stehenden Werkzeugen nur ein Anschauungsmodell der fraglichen Hand anfertigen konnte, welches sich zum Gebrauch nicht eignet. Es zeigt dies Modell nur den Mechanismus, es ist mit keiner Polsterung versehen und ist auch nur entfernt handähnlich ausgeführt."

Nun, ich meine, daß, wenn nur erst Zeichnungen über diese Hand existieren und nur erst ein ganz rohes Modell angefertigt war, es wirklich noch nicht an der Zeit war, diese Angelegenheit in der Form durch die Tagespresse in alle Winde hinaus zu senden, wie es geschehen war. War der leitende Gedanke allein der, wie mir der Konstrukteur weiter schrieb, mit dieser Notiz nur weitere Anregungen in dieser Angelegenheit zu geben, nun, so hätte dies in anderer Weise geschehen müssen und können. Wir haben orthopädische Lazarette, Krüppelheime, orthopädische Fachärzte bei jedem Armeekorps; alle diese Stellen würden gern ihre Hand dargeboten haben, um mitzuarbeiten und die Sache auf ihren Wert hin zu prüfen.

Also noch einmal möchte ich warnen vor all diesen frühzeitigen Veröffentlichungen und vor allen Dingen vor diesen frühzeitigen Veröffentlichungen in der Tagespresse. Wir wollen still arbeiten und still weiter kommen, wir wollen nicht heute das in den Himmel heben,



was morgen bereits wieder in die Hölle wandert; wir wollen probieren und immer wieder probieren und haben wir als Konstrukteure bzw. Erfinder die betreffenden Apparate dann als zweckmäßig erkannt, dann wollen wir auch noch andere fragen, ausgehend von dem Gedanken, daß man die Mängel seiner eigenen Kinder oft mit anderen Augen ansieht als andere, die die Sache vollkommen objektiv prüfen und offen dann sagen werden, ob die betreffende Neuerung auch wirklich wert ist, daß sie der Mitwelt zur Kenntnis gebracht wird, oder ob es nicht besser ist, sie lieber totzuschweigen, da sie das nicht hält, was ihr Verfertiger glaubte.

Auf diese Weise können wir unseren Amputierten manche trübe Stunde ersparen und sie vor allzu überschwenglichen Hoffnungen bewahren und vor späteren Enttäuschungen schwerster Art.

Wenn Amputierte mit solchen Katalogen in der Hand, mit solchen Anpreisungen, Wünschen und Forderungen zu mir kommen, und mir zugewiesen werden, um meinen Rat und mein Gutachten einzuholen, pflege ich ihnen in kurzen klaren Worten alles das auseinanderzusetzen, was ich eben des langen ausgeführt habe und zwar rein objektiv, und habe dabei die Erfahrung machen können, daß die meisten meinen Ausführungen Glauben schenkten, andere aber sich doch nicht davon abbringen ließen, ihren Weg weiter zu wandern. Nun, diese ließ ich ruhig gehen; mochten sie am eigenen Leibe und am eigenen Geldbeutel nun selbst Erfahrungen sammeln. Merkte ich, daß sie auf meine Ausführungen nur halb hinhörten, und hatte ich den Eindruck, daß alle meine Vorstellungen doch nichts helfen würden, nun, dann ersparte ich meine kostbare Zeit. Sie würden doch nicht eher aufgehört haben zu klagen und zu quängeln, und sie würden doch nicht eher geruht haben, bis sie ein Bein von der Firma bekommen hätten, die sie sich aus bestimmten Gründen ausgesucht hatten. Sehen sie, daß es dann auch mit diesem nicht besser geht, oder sehen sie, falls es das erste künstliche Bein ist, das sie bekommen, daß die von ihnen gewünschte Firma auch nicht das gesunde Bein ganz ersetzen kann trotz ihrer Versprechungen, Anpreisungen u. dgl. m., dann sind sie beruhigt und nun eines Besseren belehrt worden auf Grund eigener Erfahrungen.

Man kann sich auf diese Weise viel Aerger, Zeit und Schreibereien ersparen, wenn man solchen Leuten, die sich nicht belehren lassen wollen, ihren Willen läßt, zumal wenn ja dem Staat dadurch keine Unkosten erwachsen, insofern, daß jene die Kosten des Beines tragen, die oft nicht unerhebliche sind, da bis 400 Mark und mehr für Beine

mancher Konstruktion gefordert werden. Es ist verfügt worden, daß Zuzahlungen von Amputierten an die Bandagisten ohne vorherigen Antrag bei der Militärbehörde nicht gestattet sind, um „bessere“ Beine zu erhalten, und das mit Recht, da ja durch derartige Zuzahlungen doch der Gedanke auftauchen könnte und sicherlich auch schon aufgetaucht ist, daß eben die Militärverwaltung nicht das Beste liefere, was es gäbe. Im Anfang meiner Tätigkeit traten mit solchen Wünschen nicht nur die Amputierten an mich heran, sondern auch Pastoren und andere Leute, denen Gelder zur Verfügung gestellt waren, um den Amputierten „bessere“ künstliche Glieder zu verschaffen, als sie von der Militärverwaltung geliefert würden. Ich habe alle diese „Wohltäter“ aufgeklärt, habe ihnen geraten, das Geld nach anderer Richtung hin zu verwenden und konnte sie alle durch meine Ausführungen überzeugen, niemals habe ich einen Fehlschlag getan.

Nur in einem Punkte wäre meines Erachtens nichts gegen eine Zuzahlung einzuwenden und das wäre in dem Falle, wenn Unterschenkelamputierte ihren Stelzfuß später eben durch die Zuzahlung in ein künstliches Bein umgewandelt wissen möchten, was sich ja leicht ohne große Kosten bewerkstelligen läßt, da ja nur an Stelle der kurzen Holzstelze ein künstlicher Fuß angebracht zu werden braucht, sonst aber andere Veränderungen an dem Unterschenkelstelzfuß nicht nötig sind.

Hierdurch können auch falsche Ansichten bei den Amputierten nicht entstehen, da ja jeder genau darüber orientiert ist, daß ihm ein Stelzfuß und ein künstliches Bein zusteht.

Wie soll nun die Prüfung und Begutachtung der gelieferten Prothesen vor sich gehen?

Vorsichtig und peinlich genau sollen wir dabei zu Werke gehen. Wir dürfen uns nicht durch das schöne Aussehen, durch die tadellos saubere Arbeit bestechen lassen, hinter der sich mancherlei Mängel verbergen können. Wir müssen die Beine und Arme einer genauen Betrachtung unterziehen, müssen Gelenke, Gurte und alles mehr prüfen, müssen dieselben dann anlegen und die Amputierten mit denselben gehen lassen. Das ist die erste Prüfung, auf die hin eigentlich eine Bescheinigung über die Zweckmäßigkeit der Prothese noch nicht ausgestellt werden dürfte; es hätte ihr noch eine zweite Prüfung nach 8—14 Tagen zu folgen in derselben Weise wie die erste und zu dieser Besichtigung käme dann nun die Befragung der Prothesenträger, wie sie denn selbst mit dem Ersatzglied zufrieden wären, ob und welche Mängel sie etwa vorzubringen hätten. Wir sollen ihnen hier in erster

Linie als beratender Arzt gegenüberstehen und nicht mit der Miene eines strengen Vorgesetzten, demgegenüber sie sich dann nicht so auszusprechen wagen, wie sie es wohl gern möchten; wir sollen ihnen Vertrauen einzuflößen suchen, ohne daß wir uns natürlich nach irgend einer Seite hin etwas von unserer Stellung vergeben; wir sollen die vorgebrachten Klagen ruhig mit anhören, sollen auf dieselben eingehen, auch wenn sie manchmal auf den ersten Blick auch nicht ganz gerechtfertigt zu sein scheinen; wir sollen etwaige Wünsche der Amputierten berücksichtigen, auch wenn sie uns manchmal nicht von Belang zu sein scheinen; man stellt die Amputierten oft genug schon auf diese Weise mit den kleinsten Kleinigkeiten zufrieden und sie sehen dann auch ein, daß man sorgfältig prüft und sie nicht mit Worten wie „Unsinn“ und ähnlichem abspeist.

Ich habe nicht einmal, sondern wiederholt schon manche Anregungen von seiten der Amputierten bekommen, die sich gut für spätere Fälle verwerten ließen, auch unter ihnen haben wir denkende Leute genug. Man soll ihnen bis zu einem gewissen Grade freie Hand lassen, man soll ihren etwaigen Ideen nachgehen, da es ja, wie wir bereits oben gesehen haben, „Einzelprothesen“ gibt, die nur der Träger gebrauchen kann. Ich erinnere hier noch einmal an die „Kellerhand“ und ähnliche Prothesen mehr.

Praktisch bewährt sich manches gut, was auf den ersten Blick vielleicht theoretisch falsch erscheint. Und da weiche ich denn auch manchmal von gewissen Grundprinzipien ab auf die Gefahr hin, es könnte mir ein späterer Begutachter der Prothese vom grünen Tisch aus nachsagen, daß ich nichts oder wenig nur von künstlichen Gliedern verstände.

Auf die Aussagen der Leute allein soll man sich natürlich bei der Prüfung der Gliedmaßen nicht verlassen, man soll aufs genaueste nachsehen.

Es gibt Leute, die zu bescheiden sind und nichts zu sagen wagen, wenn ihnen irgend etwas nicht behagt, weil sie gleichsam noch unter einem gewissen militärischen Druck stehen und in dem Militärarzt nicht den Arzt, sondern nur den militärischen Vorgesetzten sehen. Ihnen soll man gerade gut zureden, man soll ihnen Vertrauen einzuflößen suchen, damit sie mit ihren Klagen herauskommen.

Manche sagen, daß alles in bester Ordnung sei, weil sie dann denken, auf diese Weise bald nach Hause zu kommen, während sie bei vorgebrachten Klagen doch zwecks Abstellung der vorhandenen

Mängel noch dableiben müßten. Man sollte glauben, daß es ihnen auf ein paar Tage gar nicht ankommen könne im Hinblick auf den durch die kurze Verzögerung erreichten Vorteil. Es ist aber in der Tat so. Man hat eben mit viel ungebildeten Leuten zu tun, die aber, das muß auch gesagt werden, manchmal vernünftiger und zugänglicher nach dieser Richtung sind, als manche Gebildeten. Ich habe Offiziere gesehen, die sich nach dem Anlegen der Prothese nicht mehr halten ließen und mit derselben auf und davon gingen, trotzdem man ihnen immer und immer wieder vorhielt, daß diese erst ausprobiert werden müsse. Mit einem „sie sitzt tadellos" verschwanden sie, und wenn sich dann gewisse Mängel beim Tragen der Prothese einstellten, die sich leicht hätten beseitigen lassen und auch später in der Tat leicht beseitigt wurden, dann wandten sie sich nicht an den Verfertiger der Prothese, wie man es ihnen gesagt hatte, sondern direkt an ihren Ersatztruppenteil oder an ihre sonstige vorgesetzte militärische Behörde mit Schreiben, die nicht gerade schmeichelhaft für die Hersteller der Prothese waren. Dieselbe sollte „nichts taugen", ganz „unzweckmäßig gearbeitet sein" und was man sonst noch alles hören mußte. Und wenn sie dann erschienen, dann war es oft genug eine kleine Abänderung, die sie voll und ganz zufrieden stellte. Wenn also einem Vorwürfe trafen, nun, dann waren es in solchen Fällen nicht die Hersteller der Prothesen, sondern die Prothesenträger selbst.

Daß es auch Leute, namentlich unter den Begüterten, gibt, die die von der Heeresverwaltung gelieferte Prothese annehmen und nichts auszusetzen haben, von dem Gedanken ausgehend, daß sie sich doch ein künstliches Bein später auf eigene Kosten machen lassen, soll nicht unerwähnt bleiben.

Haben Amputierte ein gutes Bein bekommen und sind sie zufrieden damit und wünschen sie dann später das zweite Bein von demselben Bandagisten, dann soll man auf diesen Wunsch eingehen, vorausgesetzt, daß es sich ohne allzu große Schwierigkeiten und Unkosten erledigen läßt. Ein jeder hat seine Eigenheiten, auf die dann der betreffende Bandagist, der das erste Bein geliefert hat, schon eingestellt und eingearbeitet ist. Es sind manchmal Kleinigkeiten in den Augen des neuen Bandagisten, die der Amputierte vorbringt und die jener nicht berücksichtigen zu müssen glaubt, obwohl sie dem Träger von äußerster Wichtigkeit sind. Der schon einmal erwähnte Oberstleutnant B e i g e l hat gerade auch auf diesen Punkt mit den Worten hingewiesen, daß die Erfahrungen, die der Amputierte mit

seinem ersten Bein gemacht hat, ihm die Möglichkeit geben müssen, dem Verfertiger genaue Angaben über die Anforderungen zu machen, die er an sein zweites Bein stellen kann.

Auch die Reparaturen sollen möglichst wieder beim Hersteller der Prothese gemacht werden, der seine Konstruktion und seine Arbeit aufs genaueste kennt.

Ueber den richtigen Zeitpunkt, wann die Ersatzglieder in Arbeit gegeben werden können und sollen, sprach ich schon oben. Man soll hier nicht eine bestimmte Frist innehalten, z. B. von 6 Monaten, wie es Riedel und andere verlangen, sondern man soll von Fall zu Fall urteilen und entscheiden, wann die rechte Zeit gekommen ist.

Alles das sind Dinge, die der reiflichen Ueberlegung bedürfen. wenn anders wir uns und den Prothesenträgern viel Aerger und dem Staat viel Geld ersparen wollen, und die mich persönlich immer mehr und mehr in die Arme der Frage der Sammellazarette für Amputierte geführt haben, in denen neben den orthopädischen Speziallazaretten und Krüppelheimen alle die angeschnittenen Fragen am besten und zweckmäßigsten gelöst werden können. Und in diesem Punkte weiß ich mich eins mit allen Reservelazarettdirektoren meines Bezirks, mit denen ich darüber gesprochen habe, und vor allem mit meinem vorgesetzten Korpsarzt, auf dessen Veranlassung jetzt zwei derartige Lazarette im Bereiche des IV. Armeekorps eingerichtet werden sollen. Anfang Februar ist in Magdeburg ein Amputiertensammellazarett mit 175 Betten eingerichtet worden, das unter meiner Leitung steht. Die in diesem Lazarett gemachten Erfahrungen konnten in dieser Arbeit noch nicht berücksichtigt werden.

Um einer Ueberhäufung einzelner Bandagisten mit Aufträgen entgegenzuarbeiten, wie ich sie wiederholt erlebt habe, müßte die Verteilung dieser von diesen Stellen aus geschehen, die genau orientiert sein müssen über die einzelnen Bandagisten und ihre Leistungsfähigkeit. Nach der Größe der einzelnen Werkstätten hätte die Verteilung zu erfolgen und bei gewissen Fällen schwierigerer Art müßte dem leitenden Arzt das Recht zustehen, auch außer der Reihe einen Bandagisten zu bestimmen, auszuwählen und ihn mit dem Auftrag zu bedenken, da auch unter den zur Lieferung herangezogenen Werkstätten doch wieder gewisse Unterschiede zu machen sind. Ich erinnere nur an die orthopädischen Werkstätten, die unter der Leitung von solchen Aerzten stehen, die selbst monatelang praktisch in Werkstätten gearbeitet haben und jahrelang sich schon in Friedenszeiten sehr vertraut mit

diesen Dingen gemacht haben, an die Werkstätten, in denen gleichsam die künstlichen Glieder unter den Augen der betreffenden Aerzte entstehen und Orthopädiemechaniker mit dem Arzt die engste Fühlung haben. Hier kann letzterer jederzeit noch eingreifen, während der Entstehung, hier kann ausgeprobt und kontrolliert werden, wie der Apparat am besten herzustellen ist.

Es dürfte sich empfehlen, sogenannte Prothesentage einzurichten, an denen dann die Bandagisten zu erscheinen haben. Hier erhalten sie ihre Aufträge, hier wird der jeweilige Fall besprochen, hier werden die notwendigen Anproben gemacht und Aenderungen sofort noch vorgenommen und hier findet auch die Ablieferung statt, nach der der Amputierte auf keinen Fall sofort entlassen werden darf. Er muß noch einige Zeit im Lazarett verbleiben und zwar aus den oben bereits erwähnten Gründen. Es muß auf alle Fälle kontrolliert werden, ob sich beim Gebrauch der Prothese nicht doch noch gewisse Mängel einstellen, die nicht sogleich beim Anlegen und nach einigen Schritten in die Erscheinung treten. Selbst bereits entlassene Kriegsrentenempfänger müßten, wenn es sich um schwierige Fälle handelt, auf einige Tage wieder in diesem Lazarett aufgenommen werden und verbleiben. Wenn es natürlich auch in manchen Fällen eine gewisse Härte ist, die Leute aus ihrer Arbeit wieder auf kurze Zeit herauszureißen, so werden wir doch oft genug nicht umhin können, dies zu tun, wenn anders wir spätere Klagen und Scherereien vermeiden wollen. Hier könnten dann auch die Prothesenträger angehalten und angelernt werden, um gegebenenfalls einmal kleine Reparaturen an ihren Prothesen selbst vorzunehmen, hier könnten sie vor allen Dingen lernen, ihre Prothesen zu gebrauchen, was ich bei Armamputierten für ein unbedingtes Erfordernis halte. Der beste Arbeitsarm wird dem Amputierten nichts nützen, wenn er damit nicht umzugehen versteht und wenn er sich damit nicht eingearbeitet hat.

Auf ein bestimmtes System von Arbeitsarmen haben wir uns hier im Korpsbezirk nicht festgelegt. Wir haben hier zum Teil in dem Werkstättenlazarett, zum Teil auch in meinen eigenen Uebungswerkstätten die gebräuchlichsten Arbeitsarme in mehreren Exemplaren und andere Musterarme, die nur eingefordert oder die uns zugesandt wurden, selbst geprüft und sind dabei zu der Ansicht gekommen, daß wir je nach dem Beruf der Leute auch dementsprechende Arbeitsarme geben, die wir für den betreffenden Beruf für geeignet halten. Auf Grund der gemachten Erfahrungen bin ich zu einem großen Verehrer

des Rota-Armes geworden, namentlich in seinen letzten verbesserten Konstruktionen, den ich zurzeit noch immer mit für einen der besten halte, wenn auch ihm noch eine Reihe Mängel anhaften, auf die ich hier heute nicht näher eingehen will. Für Kopfarbeiter, Kaufleute und ähnliche Berufe empfehle ich den verbesserten „Bandagistenarm" mit auswechselbarer Hand, dem dann bestimmte Ansatzstücke beigegeben werden, vor allen Dingen die sogenannte Schreibhand, mit der die Leute meist sehr gut fertig wurden und bald auch gut und schnell schreiben lernten. Wie weit dieser in Zukunft durch den Carnesarm zu ersetzen ist, kann zurzeit noch nicht entschieden werden.

Die Vorteile, die die Speziallazarette und Sammellazarette für die Amputierten darbieten, dürften demnach, kurz zusammengefaßt, folgende sein:

Sorgfältige und möglichst frühzeitige Stumpfbehandlung, die nur hier einheitlich und energisch durchgeführt werden kann. Die Stumpfbehandlung erfordert nicht nur Aerzte, die mit diesen Dingen vertraut sind, sondern auch Hilfskräfte, die nach dieser Richtung hin geschult sein müssen.

Zweckmäßige Verteilung, Regelung und Ueberwachung des Prothesenbaues.

Gelegenheit für die Prothesenträger, sich mit den gelieferten Prothesen vertraut zu machen, sich damit einzuarbeiten Hand in Hand mit der Kriegsbeschädigtenfürsorge für ihren alten Beruf oder sich vorzubereiten für einen anderen Beruf. Ich stimme Spitzy, der ja nach dieser Richtung hin wohl die meisten Erfahrungen sammeln konnte, vollkommen bei, wenn er sagt: „Es steht heute schon fest, daß dieser Teil der Kriegsinvalidenhilfe nur an mit allen Behelfen versehenen Zentralstellen einheitlich durchzuführen sein wird."

Und nun sei es mir zum Schluß gestattet, noch einige kurze Bemerkungen über Fragen allgemeiner Art zu machen auf Grund der nach dieser Richtung hin gemachten Erfahrungen.

Wenn ich auch wohl weiß, daß der Arzt draußen im Felde bei seinen Amputationen in den wenigsten Fällen Rücksicht auf den Prothesenbauer nehmen kann, so kann es doch sicher der Arzt daheim in vielen Fällen und sollte es auch tun.

Daß man am Fuß möglichst konservativ sein soll, liegt ja wohl klar auf der Hand; manchmal kann man aber auch hierin etwas zu weit gehen, namentlich bei der Erhaltung einer oder mehrerer Zehen, die keinerlei Nutzen bringen, wohl aber Schaden insofern, daß es ihret-



wegen manchmal gar nicht möglich ist, einen zweckmäßigen Schuh anzufertigen. Ich sah nicht einmal, nein, des öfteren Zehen, die gerade oder gebeugt in die Höhe ragten, ein nutzloses Anhängsel bildeten, das nur dazu da war, dem Patienten Beschwerden, Schmerzen, Druckschwielen und andere Unbequemlichkeiten mehr zu bringen, so daß jener selbst meist den sehnlichsten Wunsch hatte, von diesem Uebel, denn ein solches war es nur, befreit zu werden.

Eine Exarticulatio sub talo sah ich nie. Riedel schwärmt für dieselbe; es war immer „seine Lieblingsoperation auch schon im Zivilleben", und zwar deswegen, weil der Amputierte nach derselben seinen Fuß gut abwickeln kann und weil er viel elastischer gehen soll als ein Mann mit Pirogoff, der ja doch nur eine Stelze gibt. Er hält diese Operation gerade für die beste bei Leuten mit dem typischen Frostbrand des Vorderfußes und der Ferse.

Ich bin mit Vulpius und anderen zu der Ansicht gekommen, die ich auch schon immer in Friedenszeiten vertreten habe, daß die Amputation dicht über dem Knöchel für den Prothesenbau eine sehr ungeeignete und unglückliche ist, weil wir bei Stümpfen, die nicht mindestens handbreit über den Malleolen endigen, nicht in der Lage sind, ein gutes Fußgelenk einzubauen. Gerade die Stümpfe in dieser Höhe sind die besten und die Amputierten mit solchen Stümpfen laufen mit ihren künstlichen Beinen durchweg derartig gut, daß man es ihnen meist kaum ansieht, daß sie überhaupt ein künstliches Bein tragen. Wenn ich auch Schanz ohne weiteres darin beistimme, daß bei solchen Stümpfen die Tragfähigkeit wirklich nicht so wichtig ist, da wir auch bei nicht tragfähigen Stümpfen hier gute Prothesen bauen können, so daß dem Gange kaum etwas anzumerken ist, so kann ich ihm doch darin nicht zustimmen, daß er solche tragfähigen Unterschenkelstümpfe für recht selten hält und daß er zwar schon viel darüber gelesen hat, aber noch nie einen in die Hand bekam. Ich habe mehrere derartige tragfähige Stümpfe gesehen, die doch mancherlei Vorteile auch selbst am Unterschenkel darbieten, und zwar handelte es sich zumeist um Bungesche aperiostale Stümpfe, die nach der Hirschschen Methode nachbehandelt waren. Wenn sie auch zum Teil nicht ganz tragfähig waren, so konnten sie doch wenigstens einen Teil der Körperlast mittragen helfen, ein gewiß nicht zu unterschätzender Vorteil.

Auch Schaldernose-Kopenhagen konnte im Juli 1916 erst wieder auf der Versammlung des nordischen chirurgischen Vereins in Göteburg zehn Unterschenkelamputierte vorstellen, die alle direkt

auf dem Amputationsstumpf gingen und nach den Hirschschen Prinzipien operiert und behandelt waren, gewiß ein weiterer Beweis dafür, daß Riedels Worte: „Ein Unterschenkelamputierter müsse sich stützen wie jeder, der im Oberschenkel amputiert ist, und könne nur eine Prothese tragen, die sich oben am Becken stützt und nicht da, wo der Unterschenkel dicker wird, also am Tibia- und Fibulakopf", keineswegs für alle Fälle richtig sind. Daß natürlich Fälle derart vorkommen können, wie z. B. der Leidensgenosse Riedels, von dem er berichtet, ist kein Gegenbeweis für meine Ansicht, da ich diesem Fall viele andere gegenüberstellen kann, in denen sich die Unterschenkelamputierten eben nicht wie Oberschenkelamputierte stützen.

Wir haben Riedel viele Anregungen auf Grund seiner am eigenen Leibe gemachten Erfahrungen im Prothesenbau zu verdanken, aber auch er konnte sich, wie so viele Amputierte, nicht ganz davon frei machen, das, was er am eigenen Stumpf ausprobiert und beobachtet hatte, nun zu verallgemeinern und es für alle Fälle als das einzig Richtige zu empfehlen. Individualisieren heißt es auch hier, ein Fall ist nicht wie der andere.

Kurze Unterschenkelstummel sollte man nicht stehen lassen; sie machen weder dem Amputierten, noch dem Prothesenbauer eine Freude, weil es meist nicht gelingt, mit solchen kurzen Endchen die Prothese zu bewegen und weil solche kurzen Stümpfe auch nicht tragfähig sind und keinerlei brauchbare Stützpunkte für die Prothese abgeben. Hier ist sicherlich ein Gritti am Platze, der den besten Stumpf gibt, und nicht die Exartikulation im Knie, von der ich nicht viel Gutes in bezug auf die später zu tragende Prothese gesehen habe.

Anders verhält es sich nun beim Oberschenkel. Hier kann auch der kleinste Stumpf noch mancherlei Vorteile für die Prothese bringen.

Bei der oberen Extremität liegen die Dinge zum Teil etwas anders, wenn auch bei der Hand und den Fingern dasselbe gilt, was ich bereits beim Fuß und den Zehen gesagt habe.

„Konservativ bis in die höchste Instanz hinein beim Unterarm," sagt Riedel und darin werden wir ihm alle zustimmen. Welch Nutzen auch noch der kleinste Stumpf des Unterarms, vorausgesetzt natürlich, daß er frei beweglich ist, bringen kann, das haben wir bereits anfangs erwähnt. Ist er nicht frei beweglich, dann muß er natürlich fallen. Auch darin möchte ich Riedel beistimmen, daß man auf keinen Fall den Oberarm amputieren soll, wenn man noch durch Exartikulation die Gelenkfläche retten kann, auch wenn sie etwas zer-



trümmert ist. Hier kann sich dann die Prothese am Oberarm selbst halten und wir haben keine Schulterbefestigung nötig, ein gewiß nicht zu unterschätzender Vorteil.

Können wir die Oberarmexartikulation im Schultergelenk umgehen und vom Humerus auch nur wenige Zentimeter erhalten, dann sollen wir es ja tun. Welche Schwierigkeiten das Anlegen einer Prothese gerade bei Schulterexartikulierten machen kann, nun, das weiß jeder, der einmal jenen großen Hohlraum unter dem Akromion vor sich gehabt hat, mit dem in der Tat nur schwer etwas zu machen ist, zumal wenn noch große, nur mit zarter Haut bedeckte Narben vorhanden waren. Meist zogen es diese Leute vor, überhaupt keine Prothese zu tragen. Daß sie auch weit entstellter aussahen, als jene, die nur einen kurzen Oberarmstummel hatten, der die Rundung der Schulter erhielt, soll nicht unerwähnt bleiben.

Und nun noch einige Worte allgemeiner Art über die Prothesen selbst!

Wenn immer wieder in Anpreisungen und Katalogen gewisser Firmen geschrieben wird, daß eine persönliche Vorstellung der Amputierten zwar erwünscht, aber nicht unbedingt notwendig sei, da auch künstliche Glieder nach eingesandten Maßen gut und zweckmäßig gearbeitet werden könnten, so müssen wir dagegen immer wieder ankämpfen und müssen verlangen, daß tadellose Gipsabgüsse auch bei noch so kurzen Stümpfen angefertigt werden, nach denen die Prothesen hergestellt werden müssen.

Je einfacher die Konstruktion der Prothesen ist, um so besser ist es und um so eher wird auch der Träger mit ihnen vertraut und bekannt werden, was unbedingt erforderlich ist, damit er sie unter Umständen ohne fremde Hilfe und ohne größeren Zeitaufwand und ohne allzugroße Mühe auseinandernehmen und auch wieder zusammensetzen kann, wie ich es z. B. bei mehreren Leuten sehen konnte, die einen Siemens-Schuckert-Arm trugen. In wenigen Minuten nahmen sie denselben mit Hilfe einiger weniger und kleiner mitgegebenen Werkzeuge vollständig auseinander und in wenigen Minuten setzten sie ihn auch wieder zusammen. Wie wichtig es ist, wenn die Amputierten selbst kleinere Reparaturen an ihren Prothesen vornehmen können, nun, das bedarf wohl kaum der Erwähnung. Größere Reparaturen sollten von den Amputierten nicht selbständig vorgenommen werden, es sei denn, daß sie mit diesen Dingen durchaus vertraut wären und ihr Beruf sie dazu befähigte.



Was nun das Gewicht der Prothesen anlangt, so stehe ich auf dem Standpunkt, daß dieselben möglichst leicht sein sollten, daß aber keineswegs das Bestreben, ein möglichst leichtes Bein anzufertigen, auf Kosten der Haltbarkeit gehen darf. Genügende Haltbarkeit ist eine Hauptbedingung und in zweiter Linie kommt dann erst das Gewicht. Auch ich habe, wie Oberstleutnant Beigel, die Erfahrung machen können, daß manche Bandagisten geradezu einen Leichtigkeitsrekord aufstellen möchten, um damit Reklame zu machen. Auch hier heißt es individualisieren und nicht schematisieren. Es ist nicht das gleiche, ob ich einen Amputierten vor mir habe, der nur geistige Arbeit verrichtet, oder einen Amputierten, der schwere körperliche Arbeiten mit seinem künstlichen Bein machen muß und will. Nach der Art der Beanspruchung muß sich die Stärke der Einzelteile richten und mithin auch das Gesamtgewicht.

Daß die Konstruktion des Beines eine möglichst einfache sein soll, erwähnte ich bereits. Die einfachsten Apparate sind meist auch die besten und brauchbarsten, ganz abgesehen von den Reparaturen, die sich selbstverständlich mit der zunehmenden Kompliziertheit der Prothesen mehren werden und auch mehren müssen. Reserve- und Ersatzstücke derjenigen Teile, die sich infolge größerer Beanspruchung leichter abnutzen und durch neue ersetzt werden müssen, oder die leichter verloren gehen, sollten dem Amputierten mitgegeben werden, solange wenigstens noch nicht das Einheitsprinzip gerade für solche Teile durchgeführt ist, auf dessen Vorteile hier näher einzugehen wohl überflüssig sein dürfte.

Im Anfang meiner Tätigkeit hier im Lande sah ich häufig Amputierte mit Pirogoffstümpfen, die nur orthopädische Schuhe erhalten hatten, in denen vorn ein Fuß aus Kork oder Holz eingelegt war. Obwohl die Schuhe im übrigen sehr gut gearbeitet waren, hatten sie trotzdem, namentlich wenn sie erst einige Wochen getragen waren, keinen festen Halt an dem walzenförmigen Stumpf, an dem natürlich genügende Fixationspunkte fehlten. Die Schuhe drehten sich und dem Patienten war mit denselben wenig gedient, so daß jetzt bei solchen Stümpfen einfache Schuhe derart, wie ich sie beschrieben habe, nicht mehr angefertigt werden. Es werden nur noch einfachere oder kompliziertere Prothesen in solchen Fällen gebaut, je nachdem wir ein Sprunggelenk anbringen oder nicht. Letztere verlängern den Stumpf etwas und tragen aus begreiflichen Gründen an der Knöchelgegend meist stark auf, beides Nachteile, die wir bei den einfacheren Prothesen vermeiden



können, die den Stumpf mit einer festen Lederhülse umfassen, mit der ein künstlicher Fuß verbunden ist. Da die Leute mit diesen Prothesen sehr gut laufen konnten und sie selbst oft zu haben wünschten, wegen der genannten Mängel der anderen, lasse ich eigentlich jetzt nur noch solche anfertigen, zumal da sie noch den Vorteil haben, daß sie auch billiger sind.

Von „starren“ und „halbstarren“ Füßen aus Filz und anderem Material bin ich wieder abgekommen. Ich gebe, wie Gaugele auch, meinen Amputierten „ein um eine frontale Achse spielendes Gelenk, welches Bewegungen nach vorn und rückwärts gestattet“, und Füße mit einem Zehengelenk, bei denen die Gummipuffer oder die Spiralfedern von dem Patienten mit Leichtigkeit eingesetzt werden können. Jene sind zwar diesen vorzuziehen wegen ihrer besseren Haltbarkeit, aber, wir müssen jetzt mit ihnen wegen Mangel an Gummi zufrieden sein.

Bei Oberschenkelamputierten lasse ich nur bei kurzen Stümpfen von halber Länge des Oberschenkels und weniger Feststellvorrichtungen im Knie anbringen, sonst nicht mehr oder es müßte dann der Beruf der Leute es erfordern, daß sie manchmal gezwungen sind, mit festgestelltem Knie zu gehen, wie z. B. bei Landwirten, die ständig bei dem unebenen Boden, den sie zu begehen haben, den Wunscb aussprachen, eine derartige Feststellvorrichtung zu haben, die wir natürlich auch bei anderen Amputierten, falls es gewünscht wird, anbringen und zwar am besten in der Gestalt des Gleitschiebers, der am wenigsten aufträgt, am leichtesten durch das Beinkleid hindurch zu handhaben ist, selten versagt und auch dauerhaft ist, was man von manchen Konstruktionen anderer Art oft genug nicht sagen kann.

Auch bei ganz kurzen Unterschenkelstümpfen, die bei den Bewegungen im Kniegelenk aus ihrer Hülse herauszuspringen pflegen, müssen die Leute eine Feststellvorrichtung am Knie bekommen und auf die willkürliche Bewegung verzichten, wenn es uns nicht gelingt, den kurzen Stumpf mit einem flach gepolsterten Ledergurt in der Hülse festzuhalten, der von hinten her den Stumpf umfaßt und beiderseits an den Schienen angeknöpft wird.

Daß wir natürlich bei Amputierten, die auch noch krankhafte Veränderungen an den Armen haben, darauf achten müssen, daß diese Feststellvorrichtungen so angebracht werden, daß sie auch erreicht werden können, oder gegebenenfalls durch andere ersetzt werden müssen, die eben eine Gebrauchsfähigkeit zulassen, bedürfte je wohl kaum der Erwähnung, aber dennoch möchte ich darauf hinweisen, weil ich zwei Fälle sah, bei denen ein Armamputierter und ein Armverletzter zwar

eine Feststellvorrichtung an ihrem künstlichen Bein hatten, die sie aber mit dem gesunden Arm nicht erreichen und daher auch nicht bedienen konnten. Auch einmal wieder ein Beweis, wie oft ohne Sinn und Verstand, lediglich nach einem bestimmten Schema, gearbeitet wird.

Bei allen Oberschenkelstümpfen, die kürzer als die Hälfte sind, lasse ich an der Innenseite die bekannte Gleitrolle anbringen, die neben anderen Vorzügen zugleich auch noch eine gute Tragvorrichtung am Oberkörper darstellt. Und wenn eine Firma, die auf meine Veranlassung bei einem sehr kurzen Stumpf noch eine solche an der Prothese nachträglich anbringen sollte, entrüstet schrieb, daß sie diese Rolle schon seit Jahren vermieden habe, weil „der Stumpf auch ohne Rolle in der Oberschenkelhülse gut sitzen muß", nun, so bin ich doch auf Grund meiner vielfachen Erfahrungen doch etwas anderer Ansicht, die ja gerade bei der Prüfung jenes erwähnten Ersatzgliedes ihre volle Bestätigung fand. Es gelingt eben bei sehr kurzen, schlaffen, lappigen Stümpfen, ganz abgesehen von denen, die unbeweglich sind, nicht immer ein guter fester Sitz der Oberschenkelhülse, auch bei Bandagisten nicht, die ihre Sache verstehen. Sind die Stümpfe derartig kurz, daß sie nur in Streckstellung im Hülsentrichter bleiben und beim Anheben des künstlichen Beines nach vorn herausrutschen, nun, dann muß auch das Hüftgelenk noch mit einer Feststellvorrichtung versehen werden und der Amputierte wie ein Exartikulierter gehen. Auch ich bin, wie Gaugele, von dem Abduktionsgelenk fast ganz abgekommen und zwar aus denselben Gründen, die er in seinen „Grundsätzen im Bau künstlicher Beine" angeführt hat, auf die ich hiermit verweisen möchte und die mich entheben, auf alle die anderen Dinge noch näher einzugehen, da sich meine Absichten fast voll und ganz mit denen Gaugeles decken.

Auch wir sind mit den Lederhülsen zufrieden. Schlechte Erfahrungen haben wir mit Fiber gemacht und nachdem ich bei vier oder fünf Beinen, die eben erst geliefert waren, bei der Prüfung sah, daß die Hülsen schon brüchig waren und an manchen Stellen platzten, machte ich meine vorgesetzte Behörde darauf aufmerksam, die nunmehr die Verfügung an die Bandagisten erließ, daß dieses Material nicht mehr verwendet werden dürfte.

Nicht vergessen soll bleiben, daß man bei Amputierten auch auf das gesunde Bein Rücksicht zu nehmen hat. Ich habe viele Fälle gesehen, bei denen bei den Gehübungen Schmerzen in dem gesunden Fuß auftraten, sei es nun infolge der Ueberlastung bei einer Insufficientia





pedis oder bei wirklichem Plattfuß. Klagen die Patienten über derartige Belastungsschmerzen, nun, dann sollen wir sie nicht, wie ich das immer und immer wieder erlebe, damit vertrösten, daß diese Schmerzen schon von selbst wieder mit der Zeit verschwinden werden, nein, dann müssen sofort Maßnahmen gegen dieselben getroffen werden, durch zweckmäßige Einlagen, eventuell auch durch Plattfußstiefel. durch zweckmäßige Einlagen möchte ich noch extra einmal hervorheben, weil ich gerade nach dieser Richtung hin geradezu Unglaubliches gesehen habe. Man soll sich doch nicht wundern, wenn bei einem der stämmigsten, kräftigsten Fußartilleristen mit entsprechend großen und kräftigen Füßen die Einlagen keine Linderung bringen, sondern noch mehr Schmerzen verursachen, lediglich deswegen, weil er Kaufeinlagen bekommen hatte, die wohl für einen zwölfjährigen Jungen oder eine junge Dame gepaßt hätten, nicht aber für ihn, der stämmigsten und kräftigsten einen. Was gerade nach dieser Richtung hin gesündigt und wieviel unnötiges Geld damit zum Fenster hinausgeworfen wird, nun, ich glaube, darüber könnten wir orthopädischen Beiräte alle dasselbe Lied singen. Meist kommen die Leute zu uns und tragen die gelieferten Einlagen nicht in den Schuhen, wohl aber in ihrer Tasche, weil sie es vor Schmerzen beim Tragen derselben nun erst recht nicht aushalten konnten, die dann erst wichen, wenn sie zweckmäßige, nach den Füßen gearbeitete Einlagen bekamen.

Daß alles das, was ich hier vorgebracht habe, bei weitem noch nicht unser Thema erschöpfend behandelt, weiß ich sehr wohl. Das lag ja auch gar nicht in meiner Absicht; ich wollte nur auf Grund meiner als fachärztlicher Beirat eines Armeekorps gemachten Erfahrungen einen kleinen Beitrag zu dieser so hochwichtigen Frage liefern, in der noch mancherlei nicht so ist, wie es sein sollte. Und gerade der gegenseitige Austausch dieser Erfahrungen und der daraus gewonnenen Ansichten ist meines Erachtens das beste Mittel, auch auf diesem Gebiet immer noch weiter zu arbeiten, da Stillstand Rückschlag ist, und zu bessern, wenn auch schon vieles auf demselben geleistet ist, was immer wieder unbedingt anerkannt werden muß und nicht genug hervorgehoben werden kann.



IV.

Ueber Amputationsstumpf und Prothesen.

Von

Dr. **P. Guradze,** Wiesbaden.

Nichts widerstrebt dem modernen Chirurgen und Orthopäden mehr als die Verstümmelung eines Menschen durch Absetzung eines Gliedes, und so sehen wir, daß in Friedenszeiten Amputationen und Exartikulationen relativ seltene Vorkommnisse sind und der Chirurg zu ihnen nur im äußersten Notfall schreitet, sei es, daß durch Unfall die schwersten Verletzungen und Zertrümmerungen stattgefunden haben, sei es, daß eine schwere Sepsis, Phlegmone oder Gangrän infolge Diabetes, Arteriosklerose usw. ihn dazu zwingt.

Ein ganz anderes Bild bietet sich uns in der Kriegszeit und es ist geradezu erschreckend, wie oft draußen im Feld dem Operateur das Messer in die Hand gedrückt wird, um ein Glied abzusetzen, das durch Geschosse zertrümmert ist, so daß es nur noch an wenigen Brücken hängt, oder, was ebenso häufig ist, daß sich eine schwere Infektion, Gasphlegmone oder dergleichen an eine Schußverletzung angeschlossen hat und der Eingriff dann als ein lebensrettender absolut notwendig wird.

Ein großer Vorteil würde dem Patienten trotz seines abgesetzten Gliedes erwachsen, wenn er dann wenigstens einen tragfähigen Stumpf bekäme. Aber ein je größeres Material wir in den Heimatlazaretten von im Feld Amputierten zur Behandlung bekommen, um so mehr sehen wir, wie wenig tragfähige Stümpfe im allgemeinen durch die Amputationen im Felde erzielt werden. Dies mag daran liegen, daß bei der Fülle des andrängenden Verletzungsmaterials der Arzt nicht die Zeit hat, zu den komplizierteren Amputationsmethoden zu greifen, sondern das Glied möglichst schnell, gewöhnlich mit dem einzeitigen Zirkelschnitt, absetzt, den Knochen durchsägt und dann bei der bestehenden Infektionsgefahr nicht imstande ist, die Naht anzulegen.



Derartige Stümpfe sind dann nicht tragfähig. Sie verfallen der sogenannten Stumpfmisere oder Konizität. Unter Konizität versteht man den Zustand, daß sich die den Knochen umgebenden Weichteile, je nachdem sie an dem Knochenperiost mehr oder weniger noch fixiert sind, retrahieren, während der Knochen als starre Masse stehen bleibt und sich so eine Kegelform des Stumpfes bildet. Nur langsam heilt die Kegelfläche der Weichteile durch Narbenschrumpfung und Epithelisierung aus, die Narbe ist dann am Knochen an der Belastungsstelle fixiert. Diese Stümpfe zeigen einen dauernden Hang zu Ulzerationen, die alten Narben brechen wieder auf, der Stumpf ist dauernd Entzündung, Geschwürbildung und Schmerzhaftigkeit ausgesetzt. Die Stümpfe zeigen das Sympton der Stumpfneurose, sie sind außerordentlich empfindlich und schmerzhaft, kalt und blau, neigen zum Schwitzen; ängstlich hütet der Besitzer einen derartigen Stumpf vor jeder Berührung. Der Knochen fällt der konzentrischen Knochenatrophie anheim durch Inaktivität. Sein unteres Ende wird daher immer spitzer (sekundäre Konizität des Stumpfes). Abgesehen von diesen Beschwerden zeigen die Patienten auch oft die Stumpfneuralgie, das sind Schmerzen, Brennen und Beschwerden, die der Patient in dem fortgeschnittenen Gliedabschnitt projiziert (z. B. empfindet der Oberschenkelamputierte starke Schmerzen in der großen Zehe). Es handelt sich hierbei um eine Irradiation des Schmerzes, ausgehend von der Wunde des in der Amputationsebene durchtrennten Nerven.

Am Stumpf selbst kann es zu den sogenannten Amputationsneuromen kommen. Dies sind kolbige Anschwellungen der amputierten Nervenenden, welche dann gewöhnlich mit der Umgebung, Muskeln, Hautnarbe oder Knochen verwachsen sind und sehr starke Schmerzen hervorrufen.

Wir müssen daher die Frage aufwerfen,

1. welche Methoden sind die besten, um einen Stumpf tragfähig zu machen, und

2. wie korrigieren wir in den Friedenslazaretten die Amputationen der vorderen Linie?

Bei der ersten Frage wollen wir in kurzem noch einmal die üblichen Amputationsmethoden rekapitulieren. Wir kennen hierbei zuerst den einzeitigen oder zweizeitigen Zirkelschnitt um eine Extremität, der durch Haut und Muskulatur bis auf den Knochen geht und denselben dort absetzt. Dann kommt die Manschettenbildung, weiter die Bildung eines vorderen und hinteren Lappens, sei es Haut-



fascie-, sei es Hautfascienmuskellappens, viertens der Schrägschnitt mit Lappenbildung nach Kocher in Betracht.

Ueber die einzelnen Methoden mich hier weiter auszulassen, würde zu weit führen, jedoch möchte ich betonen, wie auch Gulecke auf dem Chirurgenkongreß in Heidelberg verlangt hat, daß selbst bei den Amputationen im Felde nach Möglichkeit die Amputation mit Bildung eines vorderen und hinteren Lappens gemacht werde und, wo die Zeit nicht allzusehr drängt, der einzeitige Zirkelschnitt nach Kausch, der ja die schnellste und einfachste Art der Amputation darstellt, aufgegeben wird. Dann werden wir selbst ohne primäre Naht durch geeignete Heftpflasterzugverbände dafür sorgen können, daß der Knochenstumpf nach Möglichkeit bedeckt ist und auch eine granulierende Narbe nicht in das Belastungsgebiet des Stumpfes, sondern dahinter fällt.

Sehen wir die alten Methoden der Absetzung der Glieder durch, so werden wir finden, daß wir dann immer auch in früheren Zeiten einen belastungsfähigen Stumpf erhalten haben, wenn wir bei der Absetzung des Gliedes entweder die Knochenmarkhöhle gar nicht eröffnet haben, das ist bei den Exartikulationen resp. epiphysären Amputationen, oder wenn wir den abgesägten Knochen durch einen Knochendeckel geschützt haben. Ich nenne hier von den epiphysären Amputationen die Methode nach Carden am Knie und die Methode nach Syme am Fußgelenk; von den sogenannten osteoplastischen Amputationen die Oberschenkelamputation im Kniegelenk nach Gritti mit Absägung der Kondylen und Daraufklappen der angefrischten Patella, die osteoplastische Oberschenkelamputation nach Ssabanejeff, welcher anstatt der Patella den vorderen Teil der Tibia auf die resezierten Kondylen aufpflanzt und die Amputation nach Pirogoff im Fußgelenk mit Absägung der Malleolen und Heraufklappen des durchgesägten Calcaneus auf diese Fläche. Außerdem hat man konstatiert, daß bei Exartikulationen im Knie und Fuß ohne Absägung der Gelenkflächen auf den Kondylen und auf den Malleolen man ebenfalls belastungsfähige Stümpfe erzielt hat. Man hat in früheren Zeiten diese Exartikulationen nach Möglichkeit vermieden wegen der Infektionsgefahr der Gelenke und zweitens, weil man, bei Amputationen in der Nähe des Kniegelenks, gewöhnlich doch nach Möglichkeit gesehen hat, ein Stück Unterschenkelstumpf zu erhalten.

Es ist das Verdienst von Bier, in neuerer Zeit angestrebt zu haben, tragfähige Stümpfe zu erzielen, indem er den Stumpf auch in

der Diaphyse osteoplastisch bedeckte. Bier hat damit, was die Belastung anbetrifft, außerordentlich günstige Resultate erzielt. Die Einwände gegen die Methode, daß es öfters zu Deckelnekrosen gekommen sei, ist bei sorgfältigster Ausführung der Amputation, besonders bei möglichst aseptischen Vorbedingungen, doch in den meisten Fällen zu umgehen. Bier selbst hat nur vereinzelte partielle Deckelnekrosen erlebt, die aber trotzdem den Stumpf tragfähig erhalten haben, während andere Autoren zuweilen über Nekrosen berichtet haben. Es ist deshalb von diesen vorgeschlagen worden, den Periostknochenlappen in Verbindung mit den Weichteilen zu lassen und ihn so mit den Weichteilen zusammen über den Amputationsstumpf zwecks besserer Ernährung herüber zu klappen, eine Methode, die sicher auch ihre Vorzüge hat. Bier selbst legt großen Wert darauf, die Stümpfe möglichst bald nach Heilung per primam, das ist vielleicht nach 3 Wochen, in einer einfachen Gipsstelze bereits zu belasten, damit sie sich an den Druck gewöhnen.

Hirsch, ein Schüler Biers, hat ein Verfahren vorgeschlagen, die sogenannte aperiostale Amputation. Um Wucherungen von seiten des Periosts zu verhindern, umschneidet er das Periost 1 cm oberhalb der Amputationsstelle und entfernt es. Diese Methode ist von Bunge dahin ergänzt worden, daß dieser, auch um Knochenwucherungen zu verhindern, ebenso hoch das Knochenmark noch auskratzt. Hirsch legt dabei großen Wert auf das sogenannte gymnasto-mechanische Verfahren. Der Stumpf wird nach Ausheilung sofort jeden Tag zweimal massiert, in Sodawasser gebadet und durch Klopfen und Gegendrücken gegen ein hartes Kissen abgehärtet, mit Binden in der Zwischenzeit umwickelt und der Patient möglichst bald mit einer Behelfsprothese mit einem Kissen, in der der Stumpf belastet wird, versehen. Durch diese funktionelle Anpassung an die Belastung soll dabei auch die Knochenatrophie vermieden werden und Hirsch selbst berichtet über gute Erfolge seiner Methode. Vor allen Dingen will er dabei auch die starke Exostosenbildung vermeiden, welche bei der jetzt wohl gänzlich aufgegebenen subperiostalen Amputation des Knochens fast die Regel war und mit eine der Hauptursachen, welche einen derartigen Stumpf empfindlich und nicht tragfähig machen.

Einige Autoren werfen der Methode vor, daß durch die Abschneidung des Periosts es manchmal zu sogenannten Ringsequestern kommt, indem sich der Knochen dort, wo er ohne Periost und Knochenmark ist, ringförmig abstößt. Ich selbst habe einen derartigen Ring-



sequester bei einem dauernd fistelnden, draußen amputierten Oberarm einmal entfernt.

Das B i e r sche Prinzip besteht darin, die Knochenmark- und Wundhöhle völlig zu bedecken und abzuschließen und darin ist wohl auch der Hauptvorteil seiner Methode zu sehen.

Das gleiche Prinzip verfolgt W i l m s, der anstatt eines Knochenperiostlappens die verletzte Knochenmarkhöhle und den Knochen mit aus den Sehnen genommenen gestielten Weichteillappen (Achillessehne, Tricepssehne, Quadricepssehne, Flexor-digitorum-profundus-Sehne) bedeckt oder die Beuge- und Strecksehnen der Finger verwendet.

R i t t e r hat zur Deckung die freie Fascientransplantation empfohlen.

Dies sind in großen Zügen die Methoden, um einen tragfähigen Stumpf bei der ersten Operation zu erzielen.

Kurz will ich noch erwähnen, daß eine Anzahl Autoren auch großen Wert darauf legt, die Muskeln und Sehnen zu versorgen, hauptsächlich damit diese Muskeln und Sehnen, soweit es möglich ist, noch ihre Funktionen als Bewegungsorgane ausüben. Sie vernähen deshalb, wie z. B. bei der Amputation im Metacarpus, die Beuge- und Strecksehnen über dem Stumpf, d. h. die Antagonisten aneinander, damit diese sich nicht retrahieren, sondern weiter funktionieren können, während man früher die Sehnen nach Möglichkeit herausgezogen und möglichst kurz abgeschnitten hat.

Desgleichen hat danach B a r d e n h e u e r verschiedene Methoden zur Versorgung der Nervenenden angegeben, indem er sie umbiegt und entweder am Perineurium oben vernäht oder sie durch einen Schlitz des Nerven hindurchgehen läßt, oder den Nerven spaltet und nach innen umnäht.

Welche Methoden stehen uns nun zur Verfügung, um bei Schlechtamputierten oder bei bestehender Konizität noch die bereits bestehenden Fehler zu verbessern?

Zunächst können wir das bei noch offenen Wunden mit verschieblichen Weichteilen durch die Extensionsmethode erreichen, indem wir, am besten mit einem Trikotschlauch, der mit einem Klebstoff an die Haut angeklebt wird und einem etwa Zehnpfundgewicht, die Weichteile nach unten extendieren und sie dadurch über dem Stumpf zur Verheilung bringen.

Zweitens durch Exzision der Narbe und Extension in der gleichen



Weise, wie eben geschildert, eventuell mit Resektion von Amputationsneuromen.

Drittens durch die Reamputation, indem wir den Knochen freilegen, ihn weiter oben absägen, so daß er durch die Weichteile gut bedeckt ist, wobei es uns überlassen bleibt, noch eine Bier sche Plastik hinzuzufügen, die bei der Reamputation aber deshalb ihre Bedenken hat, weil wir für den Knochenperiostlappen doch noch immer ein größeres Stück Knochen opfern müssen.

Ist der Stumpf nun verheilt, so ist die nächste Sorge, den Patienten bei Amputation der unteren Extremitäten möglichst bald auf die Beine zu bringen und ihn herumgehen zu lassen.

Wir hätten hiernach die sogenannten Immediatprothesen zu besprechen.

Schon Bier stellte das Postulat, nach seiner osteoplastischen Operation möglichst schnell den Stumpf zu belasten. Die einfachste Form, in der dies geschehen kann, sehen wir bei der von Gocht angegebenen Gehkrücke. Sie besteht aus einer einfachen Krücke mit einem verschieblichen Aufsatzbänkchen, auf welchem eine Polsterung angebracht werden muß. Der Patient setzt sein Bein darauf und geht dann mit der Krücke auf der Polsterung.

Ebenso bekannt dürfte wohl auch die gewöhnliche Gipsstelze sein; sie besteht aus einem Besenstiel, der unten einen Gummipuffer haben kann; auf denselben wird ein rundes Plättchen aufgenagelt. das eventuell seitlich noch einige Metallblechstreifen haben kann. Dann wird der Oberschenkelstumpf sorgfältig mit einem Trikotschlauch umzogen, der mit Mastix befestigt wird, am Tuber ischii und der Zirkumferenz mit Watte oder mit Filz gepolstert wird. Darauf werden einige Gipstouren herumgelegt und diese Stelze in den Gipsverband hineinfixiert. Man kann sie ebenso für den Unterschenkel machen und dann mit einer kleinen fixierenden Hülse für den Oberschenkel oder mit einem Scharniergelenk für das Knie versehen.

Mit der Konstruktion brauchbarer Immediatprothesen haben sich nun viele Herren, denen ein großes Material zur Verfügung steht, beschäftigt.

Eine bemerkenswerte Arbeit verdanken wir Nieny aus dem Marinelazarett in Hamburg. Er bediente sich namentlich, um das Gerüst für die Immediatprothese zu bekommen, des Bambusrohres, welches er aufspaltete und die aufgespaltenen Teile mit in den Gipsverband hereinzog. Er hatte dadurch eine sehr leichte und stabile

Stütze. Auch er legt besonderen Wert darauf, den Amputierten möglichst schnell wieder auf die Beine zu bringen und benutzt dazu zum Teil die G o c h t sche Krücke, ferner den einfachen, mit einem Sitzring versehenen B r u n s schen Gehbügel mit Tragriemen, in den er zur Belastung des Stumpfes einfache Traggurte einspannt. Dann, wie gesagt, die Bambusrohrgipsstelze, die er auch in geteiltem Zustande, verbunden mit kleinen Kniescharnieren, anfertigt. Auch hat er Hülsen mit entsprechenden Gehbügeln konstruiert.

v. B e y e r in München hat den Bau der Ersatzprothesen aus dünnem Weißblech vorgeschlagen, welches den Vorzug hat, daß es sehr schmiegsam ist, so daß man es den aufs genaueste anzufertigenden Modellen in sehr guter Weise durch Anhämmern anschmiegen kann. Er hat daraus Unter- und Oberschenkelprothesen konstruiert und sie mit entsprechenden Gelenken versehen. Das Fußgelenk ist bei der Ersatzprothese allerdings steif gelassen und für den Fuß eine Art Trichter angegeben. Das Weißblech wird in den Hülsen rund geklopft und vorn zusammengelötet oder zusammengenietet. Verändert sich der Stumpf, so braucht man die Nieten oder die Lötung nur zu entfernen, mit der Blechschere aus dem Weißblech die Differenz herauszuschneiden und die Hülse wieder zusammenzunieten, so wird man sofort wieder eine über den Stumpf passende Hülse bekommen. Der Vorzug liegt also in der leichten Bearbeitung des Materials und der leichten Aenderungsfähigkeit, verbunden mit großer Stabilität. Auch braucht man derartige Weißblechprothesen nur oben an dem Stützpunkt mit einer kleinen Polsterung zu versehen.

H o e f t m a n in Königsberg hat bereits im Jahre 1909 auf dem Orthopädenkongreß eine einfache Oberschenkelprothese angegeben. Das Hauptprinzip dieser Prothese liegt darin, daß H o e f t m a n das Kniegelenk noch weiter zurücklegte und die Schienen vor dem Knie direkt rechtwinklig abknickte. Dadurch bekommt der Patient von Anfang an auf seiner Prothese eine größere Sicherheit und Stabilität im Gehen. H o e f t m a n hat es so gemacht, daß er bei doppelseitig Oberschenkelamputierten die Prothese erst niedriger anfertigte, den Patienten sozusagen mit der Gewöhnung an den Gang mit seiner Prothese wachsen ließ, d. h. die Prothese allmählich erhöhte. Im Fußteil gab er eine einfache, angenietete Gehplatte ohne jedes Gelenk; oben am Stumpf eine einfache Hülse mit Traggurt. Diese H o e f t m a n-schen Prothesen sind besonders im Wiener Orthopädischen Spital und der Invalidenschule in Wien von Oberstabsarzt Dr. S p i t z y an-

gewandt worden, der sicher Gelegenheit hatte, diesen Hoeftmanschen Gedanken im weitesten Sinne auszubauen und die Prothesen dann auch hülsenartig mit einfachen Materialien zu umkleiden.

Diese Prothesen kann man nun auch, um das Einknicken im Knie zu verhindern, entweder mit Gummizügen oder mit Federn versehen oder ihnen, wie bei der Definitivprothese, einen sogenannten Führungsriemen geben.

Hier am Platze habe ich als Behelfsprothese fast immer die Hoeftmansche Prothese gegeben, welche ich mit einer gewalkten Lederhülse für den Stumpf versehen habe. Wir machen die Prothesen aus Stahl und im Gegensatz zu denjenigen, die ich an anderen Orten gesehen habe, haben wir die Prothesen bedeutend leichter machen können, was die Patienten im Gehen immer sehr angenehm empfunden haben. Die Gehplatte lassen wir in den Schnürschuh hineinstecken, so daß der Patient von Anfang an mit dem Schuh geht. Wir versehen sie bei Oberschenkelamputierten mit einem entsprechenden Führungsriemen, während wir auf Gummizüge und Federn meistens verzichten konnten, ohne die Sicherheit des Ganges zu beeinträchtigen. So hat sich auch hier das einfachste als das praktischste erwiesen.

Eine sekundäre Frage ist die Verkleidung des Gerüstes dieser Prothese. Am einfachsten ist sie durch ein paar Eisenblechbänder zu machen, denen sich die Hose anlegt, so daß wir von Umkleidungen mit Drahtgittern und Hülsen immer Abstand nehmen konnten.

In der letzten Zeit hatte ich Gelegenheit, eine Prothese zu sehen, die zunächst als Immediatprothese gedacht ist und durch Ueberarbeitung mit entsprechenden Hülsen und einem Holzkniestück später in die Definitivprothese umgewandelt werden kann. Sie ist in Mainz konstruiert worden von Herrn Stabsarzt Dr. Schäfer und hat durch das Sinnreiche ihrer Konstruktion mir und anderen Kollegen außerordentlich imponiert. Sie besteht aus zwei Mannesmannrohren, die, im Kniegelenk gelenkig verbunden, mit einer federnden Vorrichtung versehen sind, die beim Belasten des Beines das Knie automatisch feststellt und beim Entlasten des Beines die Feststellung sofort auslöst. Herr Stabsarzt Dr. Schäfer hat meines Wissens jetzt in dem gleichen Heft die Prothese veröffentlicht. Sie scheint mir von den neuen Konstruktionen, die ich gesehen habe, das beste zu sein und eine große Zukunft zu haben.

Der Vorteil dieser Arbeitsprothese ist der, daß der Patient mit großer Sicherheit beim Stehen und bei der Arbeit auf dem kranken



Bein ruhen kann, da er nie Gefahr läuft, mit dem Knie einzuknicken. Die Prothese wird von vornherein mit einem Fuß gelenkig verbunden, und wenn sie dann zur Definitivprothese umgearbeitet werden soll, erhält sie die entsprechende Ober- und Unterschenkelhülse. Diese umkleiden die innere Konstruktion der beiden Mannesmannrohre und werden mit einem aus Holz modellierten Kniestück versehen. Dieses letztere ermöglicht es dem Patienten, wie ein normaler Mensch auf beiden Knieen nebeneinander zu knieen. Der Vorteil dieser Prothese besteht außerdem noch darin, daß der Patient von vornherein auf derselben Konstruktion gehen lernt, indem die Immediatprothese später zur Definitivprothese umgewandelt wird. Die zum Patent angemeldete innere Konstruktion soll in nächster Zeit fabrikmäßig hergestellt werden und für den Bau freigegeben werden, und wird für den Prothesenbau meines Erachtens einen großen Fortschritt bedeuten.

Was die Definitivprothesen anbelangt, so bin ich hier am Orte am besten mit den aus Leder und Schienen hergestellten künstlichen Beinen ausgekommen und habe bisher noch keine Veranlassung gefunden, davon abzugehen im Sinne anderer Konstruktionen, sei es, daß sie aus Holz waren, oder nach dem Prinzip des Derflingerbeines gearbeitet waren. Die Hauptsache ist, das richtige Modell zu machen, damit die Hülse tadellos sitzt. Leider sieht man ja immer wieder künstliche Beine, mit denen sich die armen Patienten abplagen und nicht gehen können, weil sie eben nur nach Maß und oft fabrikmäßig hergestellt worden sind. Mit einer gutsitzenden Prothese soll der Patient, wie es bei mir der Fall ist, sofort, wenn er sie anbekommt, weitere Strecken gehen können. Ebenso habe ich, gleich Hoeftman, einem Hauptmann ein Bein geliefert, mit welchem er sich mir nach einigen Tagen zu Pferde gezeigt hat.

Ich beabsichtige jetzt aber, sobald sich mir die Gelegenheit dazu bietet, die Schäfersche Prothese auch bei meinen Kranken anzuwenden und sie auszuprobieren.

Was nun die Prothesen für die oberen Extremitäten anbetrifft, so ist über den gewöhnlichen Sonntagsarm wohl nichts hinzuzufügen. Er hat nach wie vor den Zweck, den Defekt zu verdecken, ohne dem Patienten sonst sehr viel Nutzen zu bringen. Das sehr viel wichtigere Kapitel dürfte der Arbeitsarm sein und dieses Problem zu lösen wird nach wie vor wohl noch viel Nachdenken und Arbeit erfordern. Immerhin sind wir auf diesem Gebiet erheblich weiter gekommen. Die Frage, ob einarmiges Arbeiten oder mit Kunstarm arbeiten zweckmäßiger ist,



will ich hierbei ganz außerhalb der Diskussion lassen, nur dazu bemerken, daß hier natürlich auch der Beruf des Verletzten eine sehr große Rolle spielt.

Sehr praktisch und einfach in der Konstruktion scheint mir der Arbeitsarm von Bogumil Lange in Straßburg zu sein, der im Stephanienheim in Straßburg ausprobiert worden ist. Er besteht aus zwei Mannesmannrohren, welche im Ellbogengelenk in einer in jedem Winkel arretierenden Beuge- und Streckvorrichtung zusammenlaufen und an ihrem Ende die anzusetzenden Werkzeuge tragen.

Sehr einfache Arbeitsprothesen hat auch Hoeftman schon 1909 an seinem berühmten, an allen vier Extremitäten Amputierten gezeigt. Es sind einfache Unterarmhülsen, die mit einer Schlaufe am Oberarm befestigt werden und Einsteckvorrichtungen für sämtliche Werkzeuge haben.

Auch Nieny hat einen ähnlichen Arbeitsarm für einen Schreiner verwandt und mit den nötigen Ansteckvorrichtungen versehen.

Biesalski, Berlin, hat ebenfalls praktische Arbeitsarme angegeben, die im Ellbogengelenk eine Kugelverbindung haben und an die neben den Werkzeugen auch der Sonntagsarm anzufügen ist. Eine besondere Konstruktion ist ein sogenannter Lederarm, der speziell für Schmiede- und Schlosserarbeiten Wichtigkeit hat.

Mit das einfachste und beste in seiner Konstruktion ist dann der von Riedinger, Würzburg, veröffentlichte Arbeitsarm mit drei Arretierungsvorrichtungen im Ellbogengelenk und mit einer einfachen Einsteckvorrichtung für die nötigen Greifinstrumente. Sehr gut ist auch die Riedingersche Schulterverbindung durch das sogenannte Schulterkumt. Ich habe in Würzburg in den dortigen Werkstätten verschiedene Arbeiter mit dem Arm in sehr befriedigender Weise arbeiten sehen.

Allgemein bekannt dürfte ja die Konstruktion des Jagenberg- und des Rota-Armes sein. Ob die Feststellung der Gelenke und ihre Konstruktion aber auf die Dauer den Anforderungen ganz entsprechen wird, diese Frage dürfte noch nicht zugunsten der Arme definitiv entschieden sein. Ebenfalls ist es fraglich, ob sie dem Kriegsbeschädigten als solche in ihrer äußeren Form und Fassung allzu sympathisch sind. Jeder von uns, der sich mit der Konstruktion von Armen und ihrer Anfertigung befaßt hat, wird ja wohl überhaupt die Beobachtung gemacht haben, daß der Patient wenigstens auf der Straße meistenteils ohne Arm geht, eine Beobachtung, die sich wohl nicht nur

bei den Arbeitenden sondern auch bei den Klassen der Intelligenz wiederholt.

Ein Arm, der hierauf Rücksicht genommen hat, und der nur ein Arbeitsarm sein will, ist der Siemens-Schuckert-Arm, der als reiner Arbeitsarm meines Erachtens bis jetzt noch mit das beste darstellt. Der Vorteil dieses Armes liegt in der schönen Beweglichkeit im Schultergelenk und der guten, in jeder Richtung funktionierenden Feststellungsvorrichtung im Ellbogengelenk, sowie in der einfachen Verbindung mit dem Handwerkszeug durch die Kugel, wobei die Ansatzstücke entsprechend am Handwerkszeug angebracht sind. Ich habe sowohl im Sebastian - Hospital in Nürnberg wie auch bei Siemens-Schuckert selbst und in den Werkstätten in Frankfurt mit dem Arm arbeiten sehen. Wenn er auch, wie alle Arbeitsarme, noch nichts Vollkommenes bietet, so meine ich doch, daß er seine Daseinsberechtigung hat und sich praktisch bei den Arbeitswilligen einführen wird. Sein Vorteil ist eben der, daß er in der Werkstätte hängen bleiben kann und den Patienten als lästiges Anhängsel nicht auf seinem Wege außerhalb der Arbeit stört.

Der Carnesarm, dessen Patent ja jetzt in Deutschland erworben ist, wird sich bei den wohlhabenden Kopfarbeitern und Intelligenten wohl eher einführen, während er für die arbeitende Klasse bei der großen Anzahl der Kriegsbeschädigten weniger in Betracht kommen kann.

Gut und einfach für Handarbeiter und ländliche Betriebe ist entschieden auch die Kellerhand. Dasjenige, was bei Arbeitsarmen oft so störend wirkt, ist die vielfache Auswechslung der Ansatzstücke. Hier bedeutet die von Rosset, Freiburg, angegebene Universalarbeitsklaue einen großen Fortschritt. Sie ahmt die Konstruktion von Daumen, 2. und 3. Finger nach, wobei der Daumen nach allen Richtungen verstellbar und feststellbar ist, und gegen die zwei anderen Finger fest greift. Nach den Veröffentlichungen dürfte sie in weiteren Kreisen noch nicht so bekannt sein und möchte ich auf sie als äußerst praktisches Hilfswerkzeug in dieser Arbeit noch einmal hinweisen, zumal sie sich an jedem Arbeitsarm durch entsprechende Konstruktion anbringen läßt.



V.

Aus dem orthopädischen Spital und den Invalidenschulen in Wien (k. u. k. Reservespital 11, Kommandant Oberstabsarzt Prof. Dr. Hans Spitzy).

Die mechanotherapeutische Behandlung Amputierter.

Von

Oberarzt Dr. **August Reyer,**

Leiter der mechanotherapeutischen Abteilung.

Mit 17 Abbildungen.

Die Mechanotherapie spielt in der Nachbehandlung Amputierter eine sehr wichtige Rolle, da sich dieselbe sowohl mit der Funktion der erhaltenen Glieder als auch mit dem zum Tragen der Prothese bestimmten Stumpfe zu befassen hat. Die Behandlung muß deshalb von zwei verschiedenen Gesichtspunkten aufgefaßt werden: erstens als „prophylaktische", zur Erhaltung und Kräftigung der sonst gesunden Extremitäten, zweitens als „therapeutische", zur speziellen Behandlung des Stumpfes.

Eine Behandlung der erhaltenen Extremitäten erscheint deshalb von besonderer Wichtigkeit, da diesen bei noch so vollkommener Prothese eine bedeutend größere Arbeitsleistung und Gewandtheit zugemutet werden muß, um den teilweisen Ausfall der früheren Beweglichkeit annähernd ausgleichen zu können. Wir beginnen deshalb, sobald es der Zustand des noch bettlägerigen Patienten gestattet, wenn nämlich Fieber und Schmerzhaftigkeit im Stumpfe nachgelassen haben, also noch während der chirurgischen Behandlung, mit Massage, passiven und aktiven Bewegungen, mit Faradisation und Teilwaschungen der gesunden Extremitäten. Anregung der durch das Liegen beeinträchtigten Blutzirkulation, Bekämpfung der sich in kürzester Zeit einstellenden Inaktivitätsatrophien in den sonst gesunden Extremi-

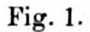
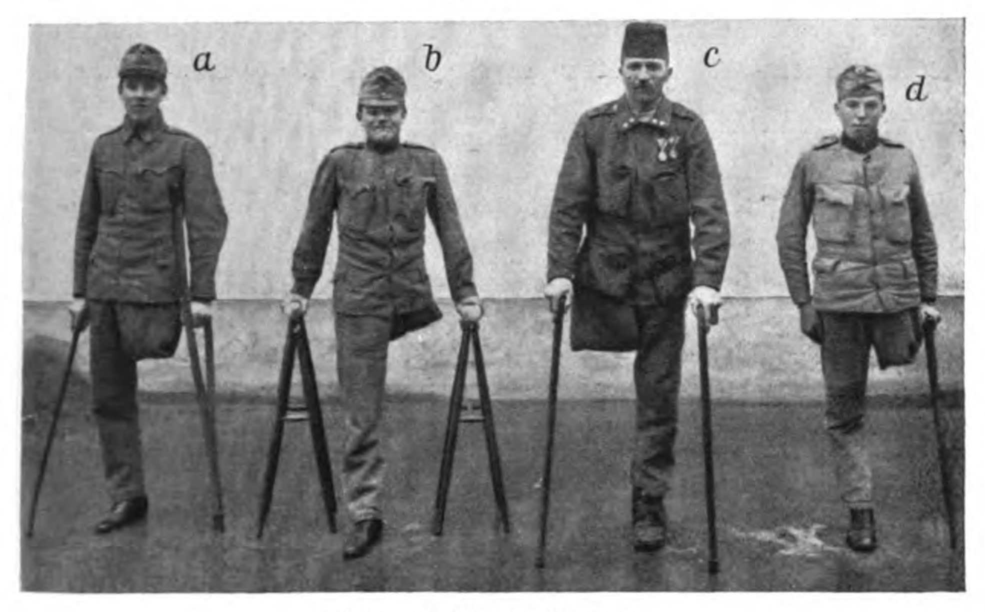


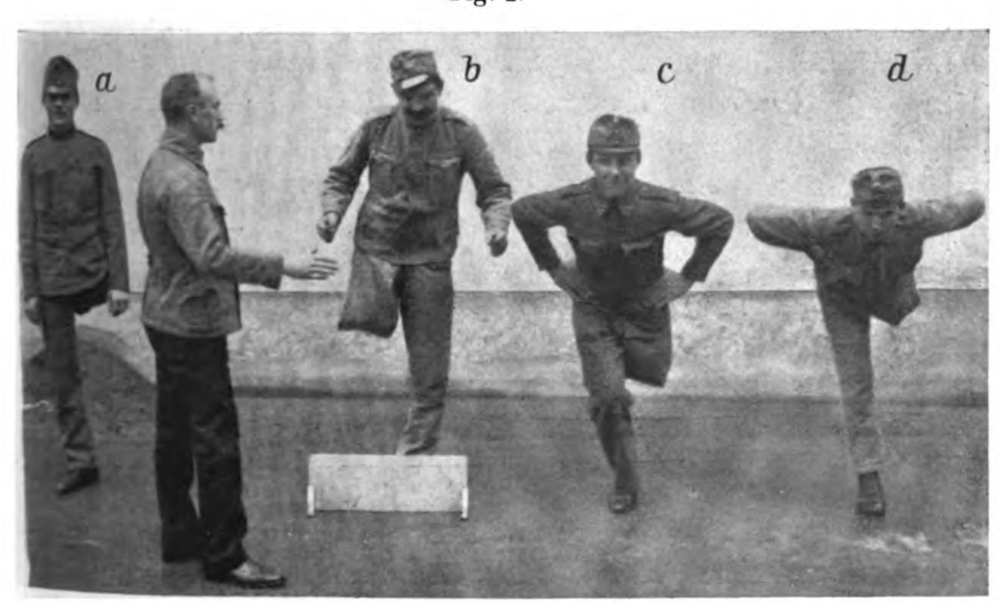
Fig. 1.



Krückenentwöhnungsübungen.

tätenmuskeln, sowie die Erhaltung der freien Beweglichkeit in den Gelenken bedingen diese wichtigen therapeutischen Maßnahmen. Es ist von der allergrößten Wichtigkeit, gleichzeitig mit der chirurgischen Behandlung des Amputationsstumpfes passive Bewegungen mit diesem ausführen zu lassen, da die sich sonst bildenden Kontrakturen später

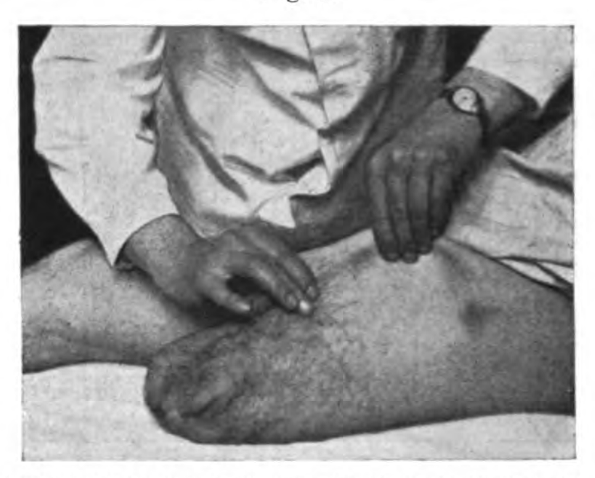
Fig. 2.



Gleichgewichtsübungen.

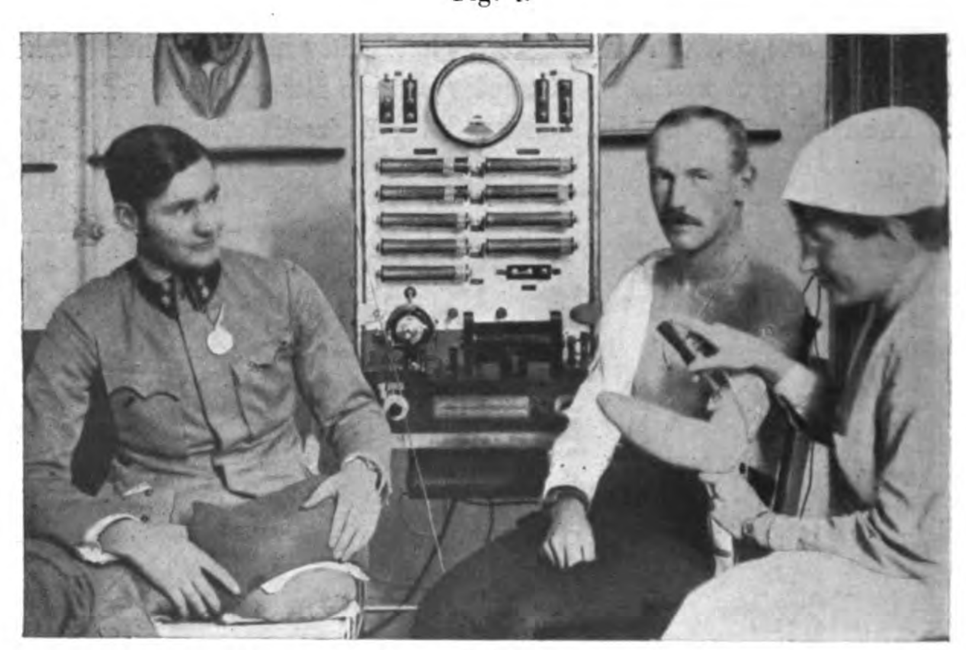
oft nur sehr schwer wieder ausgeglichen werden können, wodurch meistens auch die Anfertigung einer passenden Prothese in weite Ferne gerückt erscheint. Gestatten es die Kräfte des Patienten, das Bett

Fig. 3.



Massagehandgriff zur Verminderung der Fettlage im Unterhautzellgewebe.

Fig. 4.

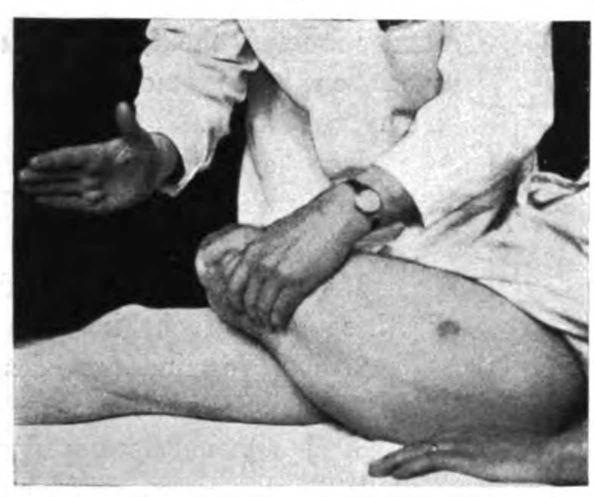


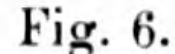
Stumpfbehandlung mit dem Bergonierapparat.

zu verlassen, was bei richtig ausgeführter prophylaktischer Behandlung fast immer der Fall sein wird, so erscheint es mir sehr erwünscht, bei Amputation einer unteren Extremität bereits in dieser Zeit die

Krücken abzugewöhnen, um den Patienten auf alle Fälle „stehfest“ zu machen und ihn vor einer eventuell auftretenden Krückenlähmung zu bewahren. Es kämen dabei folgende Krückenentwöhnungs- und Gleichgewichtsübungen in Betracht:

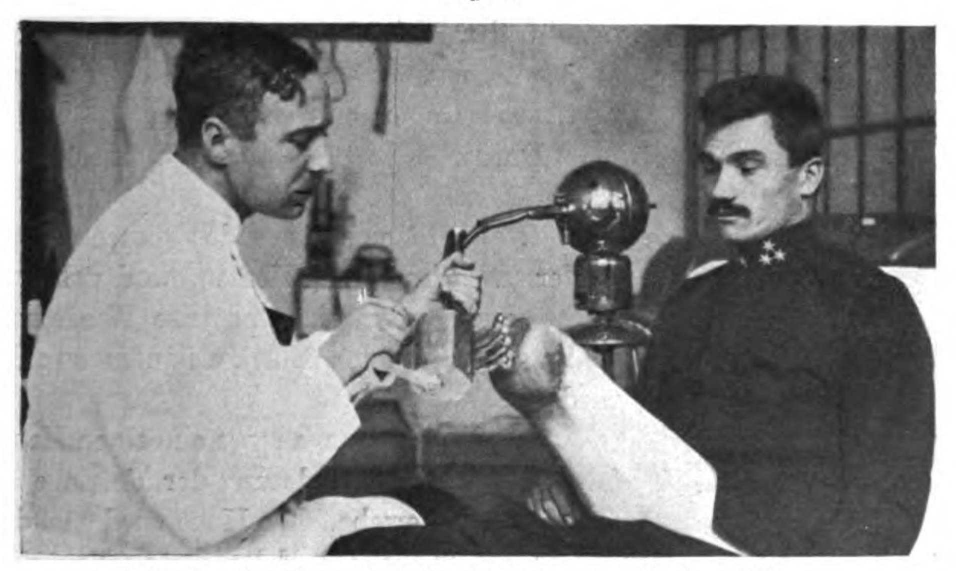
Fig. 5.





Abhärtung der Stumpfbasis durch Klopfungen mit der Handfläche.

Fig. 6.



Abhärtung der Stumpfbasis durch Klopfungen mit einem Vibrator.

1. Gehen mit einer Krücke und Stock (Fig. 1 a);
2. Gehen mit zwei Gehstützen (Fig. 1 b);
3. Gehen mit zwei Stöcken (Fig. 1 c);
4. Stehen mit einem Stock (Fig. 1 d);

5. Stehen ohne Stock (Fig. 2 a);
6. Hüpfen ohne Stock (Hürde) (Fig. 2 b);
7. Kniebeugen ohne Stock (Fig. 2 c);
8. Rumpfbeugen ohne Stock (Fig. 2 d).

In diesem Zeitpunkte sind wir bestrebt, wenn es die Stumpfbeschaffenheit nur irgendwie zuläßt, die erste Gipsprothese anzulegen. Ist der Stumpf geheilt, so beginnen wir mit der speziellen mediko-mechanischen Stumpfbehandlung.

Fig. 7.



Abhärtung der Stumpfbasis durch Anwendung der „Stumpfkrücke".

Sie bezweckt die Vorbereitung des Stumpfes zum Tragen der Definitivprothese.

Wir streben an:

1. eine Kräftigung der für das Tragen der Prothese in Betracht kommenden Muskeln;
2. eine Verminderung des am Stumpfe vorhandenen Fettgewebes;
3. eine Mobilisierung der meistens in Beugestellung versteiften Gelenke und
4. eine Abhärtung der Stumpfbasis.

Zu diesem Zwecke werden die Stümpfe sowohl der oberen als der unteren Extremitäten zuerst mit Massage, dann mit gymnastischen Uebungen behandelt.

Die Stumpfmassage setzt sich zusammen:

1. aus Streichungen der ganzen Haut in der Richtung zum Herzen, wodurch eine Verbesserung oder eine teilweise Wiederherstellung des lokalen Blutkreislaufes erreicht wird;

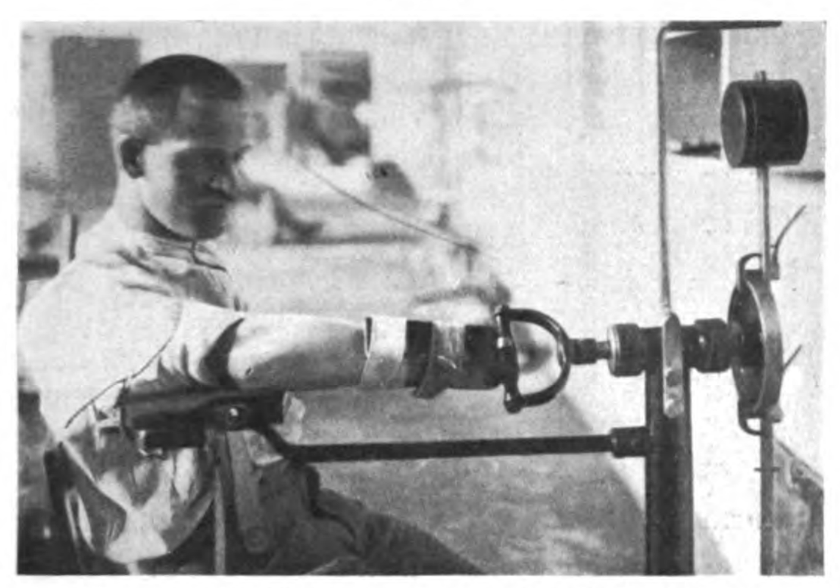
2. aus Streichungen von einzelnen Hautfalten, zwecks Verminderung der Fettlage im Unterhautzellgewebe. Die Haut wird mit der einen Hand gefaßt, von ihrer Unterlage als Falte abgehoben und mit dem ersten, zweiten und dritten Finger der anderen Hand ausgestrichen (Fig. 3);

3. aus Knetungen der zur Bewegung des Stumpfes nötigen Muskeln zwecks Kräftigung derselben.

Die Entfettung des Unterhautzellgewebes sowie die Kräftigung

der Muskulatur kann in kürzester Zeit durch Anwendung rhythmischer Muskelkontraktionen mit Hilfe des faradischen Stromes bei teilweiser

Fig. 8.



Uebungen an Pendelapparaten: a) Pro- und Supinationsbewegung.

Fig. 9.



Uebungen an Pendelapparaten: b) Heben und Senken im Schultergelenke.

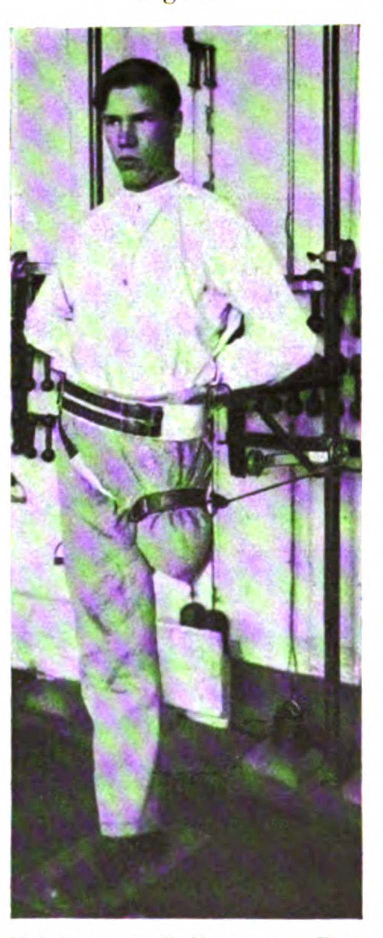
gleichzeitiger Belastung des Stumpfes mit Sandsäcken (Apparate von Nagelschmidt, Bergonier usw.) bewirkt werden (Fig. 4);

4. aus Klopfungen zur Abhärtung der Stumpfbasis. Je nach dem Zustande derselben wird die Abhärtung verschiedenartig vorgenommen:

a) im Beginne der Behandlung, bei noch vorhandener Empfindlichkeit, durch Klopfung mit der Handfläche (Fig. 5);

b) bei verminderter Empfindlichkeit durch Klopfungen mit einem Vibrator (Fig. 6). Auf die Stumpfbasis kann anfangs ein zusammengefaltetes Tuch gelegt werden, nach dessen Stärke die Intensität der Wirkung abgestuft werden kann.

Fig. 10.



Uebungen an Rollenzügen: Beugen, Strecken und Ueberstrecken im Hüftgelenke, von vorne gesehen.

Bei Beinstümpfen wird die Abhärtung durch Anwendung der in ihrer Höhe verstellbaren und durch Polsterung in ihrer Härte zu verändernden „Stumpfkrücke" kräftig unterstützt (Fig. 7).

Auf die Stumpfmassage folgt die Stumpfgymnastik; sie bezweckt die Mobilisierung der Gelenke und Kräftigung bestimmter Muskelgruppen. Am besten eignen sich, besonders im Beginne der Behandlung, die manuellen passiven sowie die Widerstandsbewegungen, welche die genaueste Dosierung durch die Hand des Masseurs ermöglichen.

Aber auch Uebungen an Pendelapparaten (Fig. 8 u. 9) sowie an Rollenzügen (Fig. 10 u. 11) und Freiübungen (Fig. 12, 13 u. 14) werden mit bestem Erfolge angewendet.

Bei schweren Kontrakturen kommt die Dauerbehandlung mittels Kontrakturenapparaten in Anwendung, die durch Bäder, Heißluft und Dampf bestens unterstützt wird.

Nach Erhalt der Prothese müssen endlich die verschiedenen Gehübungen in der Gehschule vorgenommen werden. Die Gehschule bezweckt, Vertrautheit mit der Prothese und Sicherheit im Auftreten zu gewinnen.

Die Gehübungen werden auf eigens konstruierten Gehschulen,



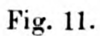
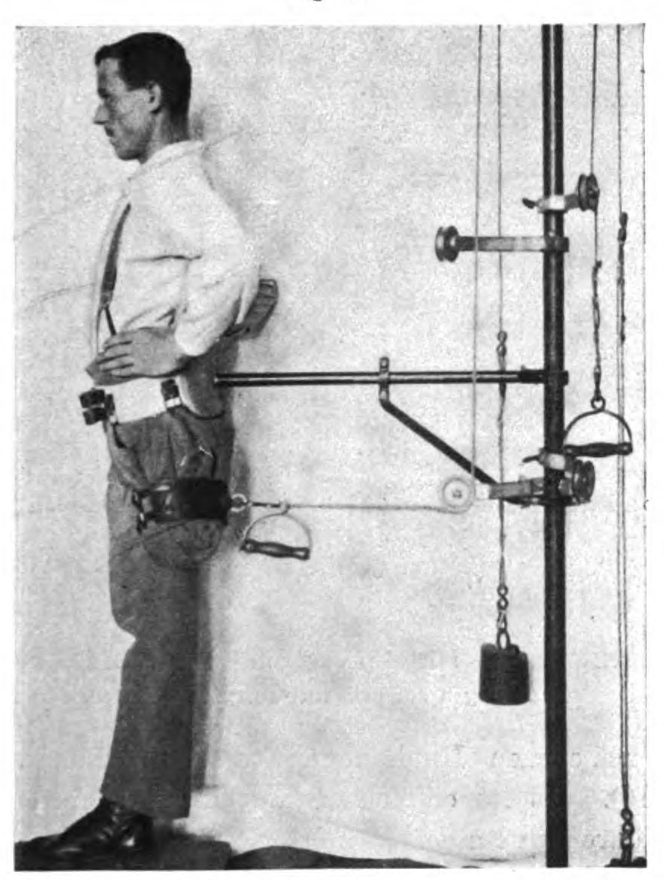
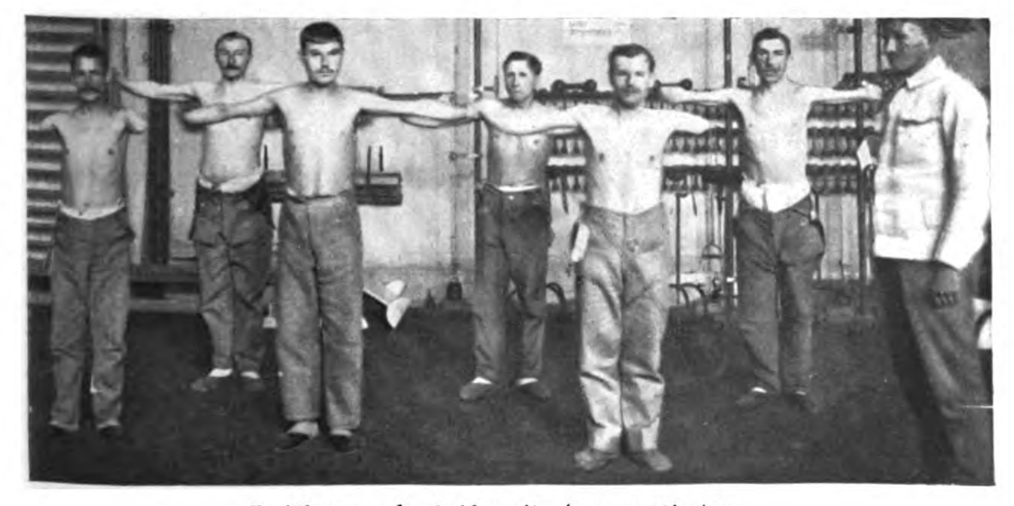


Fig. 11.



Uebungen an Rollenzügen: Beugen, Strecken und Ueberstrecken im Hüftgelenk, von der Seite gesehen.

Fig. 12.



Freiübungen der beiderseits Armamputierten.

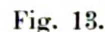


Fig. 13.

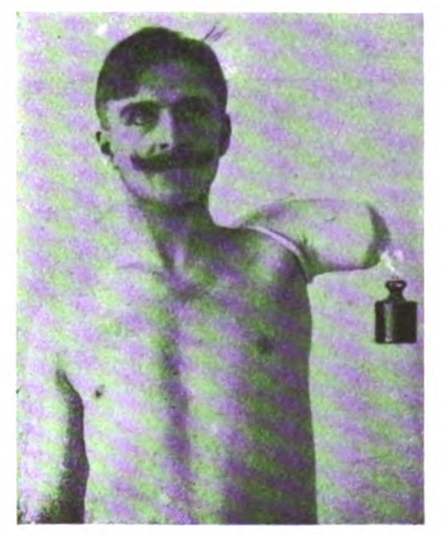


Boxübungen der beiderseits Armamputierten.

die mit verschiedenen Hindernissen versehen sind, vorgenommen (Fig. 15 u. 16). Es ist empfehlenswert, dieselben öfters vor einem Spiegel ausführen zu lassen.

Die Prothesenträger müssen hauptsächlich Rücksicht auf die Gleichheit der Schritte nehmen und versuchen, sich sobald als möglich des gesunden und künstlichen Beines beim Stiegensteigen usw. gleichmäßig zu bedienen.

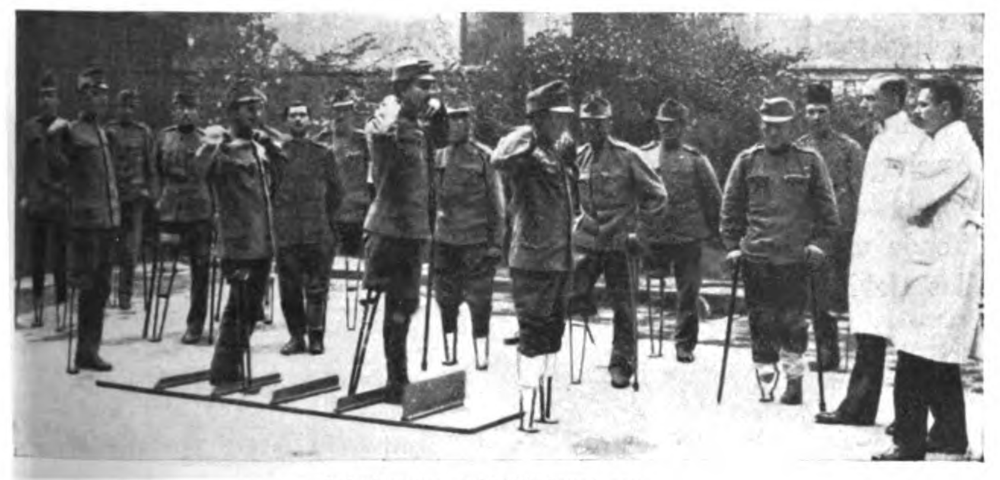
Fig. 14.



Gewichtheben eines Oberarmamputierten.

Zur Hebung des bei Amputierten öfters bestehenden Gefühles der körperlichen Minderwertigkeit habe ich mit bestem Erfolge „sporttherapeutische Uebungen“ ausführen lassen. So hat ein Versuch, Arm- und Beinamputierte, die vor ihrer Verwundung gute Schwimmer waren, diesen Sport wieder aufnehmen zu lassen, ein glänzendes Ergebnis gebracht (Fig. 17).

Fig. 15.



Gehübungen mit Hindernissen.

Fig. 16.



Gehübungen auf der schiefen Ebene.

Fig. 17.



Sporttherapeutische Uebungen: Schwimmen von Arm- und Beinamputierten.



Ebenso wurden Fußball, Speer- und Gerwerfen, Kugelstoßen, Laufen, Tennis und Keulenschwingen geübt. Geringfügige Kontrakturenreste und ähnliche kleine Gebrechen werden in kürzester Zeit beseitigt. Mit dem auffallend raschen Schwinden der noch peinlich empfundenen Funktionsbehinderungen erwachte wieder die Lebensfreude und Tatenlust, die wiedergewonnene Kraft und Ausdauer auf das Gebiet des zukünftigen Erwerbslebens auszudehnen.

VI.

Dauererfolge der Prothesenarbeit Kriegsamputierter im Erwerbsleben.

Von

Stabsarzt d. L. Dr. **H. Schlee,** Braunschweig.

Im vorliegenden Heft unserer Zeitschrift, welches ausschließlich der Prothesenfrage gewidmet sein soll, ist es vielleicht nicht unangebracht, neben den zahlreich zu erwartenden Erörterungen über die Prothesen an sich, ihre Fortschritte und weiteren technischen Probleme auch einmal die Frage aufzuwerfen, welche Dauererfolge eigentlich bisher die Prothesenarbeit Kriegsamputierter im bürgerlichen Erwerbsleben gehabt hat. Vieles ist ja schon berichtet worden und wird voraussichtlich auch in diesem Hefte wieder berichtet werden über die Erfolge der Prothesenarbeit in den Werkstätten der orthopädischen Reserve-, Schul-, Werkstättenlazarette, Invalidenschulen und wie diese Anstalten heute sonst noch heißen. Sehr spärlich aber sind bisher eingehende Nachrichten darüber, wie sich denn nun die spätere eigentliche Erwerbstätigkeit dieser Prothesenträger gestaltet hat; dabei dürfte doch kaum zweifelhaft sein, daß es darauf erheblich mehr, ja eigentlich allein ankommt. So gewaltig die Literatur über die Kriegsbeschädigtenfürsorge (K.B.F.) im allgemeinen und auch über die Prothesenfrage im speziellen schon angewachsen ist — über diese letzten Endes entscheidende Frage ist irgendwie erheblicheres Material bis vor wenigen Monaten überhaupt nicht veröffentlicht worden. Wer sich für die Beantwortung interessierte, blieb also angewiesen auf gelegentliche kurze, allgemein gehaltene Bemerkungen namentlich in den Kongreßvorträgen und auf private diesbezügliche Mitteilungen persönlich bekannter Mitarbeiter in der K.B.F. Dabei habe ich die Erfahrung gemacht, daß ich von solchen, denen frühere Erfahrungen aus der Friedenskrüppelfürsorge her fehlten, auf diese Frage meist überhaupt



keine Antwort erhielt, weil sie sich noch gar nicht damit eingehender befaßt hatten; die älteren Praktiker aus der genannten Friedensfürsorge dagegen, die von Anfang an, belehrt durch frühere Erfahrungen, ihre Aufmerksamkeit auch auf das weitere Ergehen der Prothesenträger im Erwerbsleben gerichtet hatten, gaben zumeist allerdings schon Antworten, welche nicht gerade zu übermäßigem diesbezüglichen Optimismus berechtigten. Die erste umfassende Beantwortung erhielt diese Frage aber erst durch die bekannten Mitteilungen von Horion auf der Kölner Tagung über die Ergebnisse seiner Massenuntersuchungen an den Prothesenträgern seines Arbeitsbezirks: nur 13 % derselben hatten danach ihre Arbeitsprothesen auch im späteren Erwerbsleben beibehalten! Kein Zweifel, dieses Ergebnis ist ein schwer enttäuschendes für sehr viele, auch wenn man in Betracht zieht, daß in diesen Verhältniszahlen auch enthalten sind die gesamten Fälle aus den ersten Versuchsmonaten der K.B.F. überhaupt und der Prothesenausstattung im besonderen. Es geht eben nicht an, als Erklärung etwa annehmen zu wollen, daß die Arbeitsprothesen — nur von diesen wird hier dauernd gesprochen — erst in der letzteren Zeit brauchbar geworden wären. Dem steht die Tatsache entgegen, daß es sogar vor dem Kriege schon längere Zeit brauchbare Arbeitsprothesen gegeben hat (Hoeftman, Biesalski usw.), und daß ferner nun schon mindestens seit $1^1/_2$ Jahren gerade auch die auf diesem Gebiet neuerstandenen Konstrukteure aus der allgemeinen Ingenieur- und Technikerwelt den Brauchbarkeitswert ihrer Erzeugnisse in immer steigendem Maße durch Wort und Bild glaubten dartun zu dürfen. Und in der Tat kann ohne jeden Zweifel festgestellt werden, daß seit Jahr und Tag mindestens schon der weitaus größte Teil der verwendeten Arbeitsprothesen — gleichgültig, ob in orthopädischen Fachwerkstätten, Lazarettwerkstätten oder endlich in den Werkstätten der auf diesem Gebiet neu sich betätigenden Industrie entstanden — als an sich brauchbar bezeichnet werden muß. Die Ursache der gemeldeten Mißerfolge muß also anderswo liegen und ich möchte sie eher in entgegengesetzter Richtung suchen: nicht in technischer Unvollkommenheit der Prothesen, sondern vielmehr in der vielfach entstandenen Ueberschätzung der Bedeutung des rein technisch-konstruktiven Moments in dieser ganzen Frage gegenüber anderen, meines Erachtens wichtigeren. Ich brauche in dieser Beziehung die ständigen Leser dieser Zeitschrift nur daran zu erinnern, daß schon vor über Jahresfrist, als der geschäftsmäßige Wettbewerb auch auf dem Gebiet des Prothesenbaus von den Vertretern der schon



erwähnten Industrie- und Ingenieurkreise verlangt wurde — eben in der ausgesprochenen Erwartung, daß die dadurch erhoffte technische Vervollkommnung der Prothesen die schnelle glückliche Lösung des ganzen Problems bringen werde — die Praktiker der Krüppelfürsorge warnend ihre Stimme erhoben haben gegen diese einseitige Ueberschätzung des rein konstruktiven Moments. Erinnert sei in dieser Beziehung nur an eine gemeinsame Sitzung von Vertretern der in Betracht kommenden Industrie und Technik mit Vertretern der Krüppelfürsorge, speziell mit Fachorthopäden, meinem Gedächtnis nach schon im Juni 1915 in Berlin; in dieser Sitzung führte bei Erörterung der Frage der Einführung eines Patentschutzes auf dem Gebiet des Prothesenbaus der Herausgeber dieser Zeitschrift u. a. etwa aus:

„Er könne sich von der dadurch erwarteten Förderung der konstruktiven Fortschritte nicht allzuviel versprechen; erstens mal könnte er die anscheinend bereits mehrfach vorhandene Erwartung nicht teilen, daß dadurch eine g r u n d s ä t z l i c h e Umwälzung im Prothesenbau werde erreicht werden mit dem Erfolge baldigster Ueberwindung aller den bisherigen Prothesen noch anhaftenden Mängel. Außerdem aber sei es auch mit der vollendetsten Konstruktion allein noch lange nicht getan — im Gegenteil, die Bedeutung derselben träte nach den Erfahrungen der Krüppelfürsorge eher zurück gegenüber anderen Momenten der ganzen Frage. Man dürfe nicht vergessen, daß es sich nicht etwa nur darum handle, maschinelle Gebilde neu zu konstruieren, sondern vor allem darum, diese mit dem lebenden menschlichen Körper zu einem brauchbaren Ganzen zu vereinigen. Dazu sei zunächst einmal die sorgfältige Berücksichtigung rein anatomischer und physiologischer Gesichtspunkte mindestens von der gleichen Wichtigkeit, wie die Konstruktion der Prothese an sich; außerdem aber hänge der Enderfolg auch noch nicht einmal davon ab, ob es gelänge, eine vollendete Prothese objektiv einwandfrei dem Körper des Amputierten anzupassen, sondern letzten Endes einzig und allein davon, ob es gelänge, die psychologischen, durch die Störungen des seelischen Gleichgewichts des Beschädigten entstandenen Hemmungen im Inneren desselben zu überwinden. Diese ärztlich-pädagogische Aufgabe sei also bei weitem wichtiger, als die rein konstruktive, und es würde sich schwer rächen, wenn ihre Beachtung in der Praxis etwa von der letzteren in den Hintergrund gedrängt werden würde."

Nun — diese Ausführungen haben damals ihren Zweck nicht erreicht. Immer lebhafter hat sich der Wettbewerb an Tätigkeit auf dem

Gebiete der Prothesenfrage der rein konstruktiven Seite zugewendet und hat sich dabei in voller Freiheit entfalten können; und wenn auch die erwartete grundsätzliche Umwälzung, Biesalskis Vorhersage entsprechend, bis heute nicht erreicht ist, so ist doch ohne weiteres zuzugeben, daß in der Konstruktion im einzelnen gerade auch durch die Mitarbeit der modernen allgemeinen Technik wertvolle Verbesserungen erreicht worden sind. Nun aber das Endergebnis in der doch allein entscheidenden Frage des Dauererfolges der Prothesenanwendung durch den Amputierten im Erwerbsleben? Siehe die Horionsche Statistik! Liegt da nicht die Vermutung außerordentlich nahe, daß die Warnung der Praktiker der Krüppelfürsorge richtig gewesen ist, daß die Ursache der Mißerfolge zum größten Teil eben die Zurückdrängung der von Biesalski damals als die wichtigsten betonten Momente in der Praxis gewesen ist? Prüfen wir daraufhin einmal den gegenwärtigen Stand dieser Praxis, so finden wir diese Vermutung meines Erachtens voll bestätigt.

Gewiß — theoretisch sind die oben zitierten Ausführungen des Herausgebers dieser Blätter bezüglich der Wichtigkeit der ärztlichen eingehenden Mitarbeit, besonders auch bezüglich der Willenserziehung des Beschädigten in der K.B.F. wohl überall anerkannt worden und fast in jeder diesbezüglichen öffentlichen Auslassung finden wir sie, oft mit den bekannten sonstigen eigenen Worten des Genannten, wieder. Wie steht es aber mit ihrer Befolgung in der Praxis? Betrachten wir daraufhin die heutigen Verhältnisse in der K.B.F.; soweit sich da überhaupt schon ein Ueberblick gewinnen läßt, so dürften sich dieselben heute etwa so skizzieren lassen: In der Theorie allgemeine Einigkeit wenigstens über die grundlegenden Grundsätze und Aufgaben, in der Praxis aber völlige Verschiedenheit, wobei hier diese, dort jene der theoretisch anerkannten Aufgaben zu kurz kommt. Am präzisesten lassen sich diese Aufgaben, wie heute wohl allgemein zugegeben werden wird, immer wieder zusammenfassen in der Form des bewährten klaren Programms aus der Krüppelfürsorge des Friedens:

1. Schaffung einer Gelegenheit zur sorgfältigen Anpassung und Ausprobierung von Bandagen und Prothesen für den Verstümmelten, weiterhin zur individuellen Einschulung desselben mit dieser Bandage oder Prothese in werktätiger Uebungsarbeit.

2. Vervollkommnung der theoretischen Kenntnisse des Verstümmelten, um den körperlichen Defekt möglichst auszugleichen.



3. Berufsberatung.

4. Arbeitsvermittlung.

Die Krüppelfürsorge fügte diesem ihrem Programm aber bekanntlich noch den wichtigen Schlußsatz hinzu: „Die Durchführung dieses Programms ist in vollendeter Weise nur zu erreichen durch räumliche Zusammenfassung der Einrichtungen für alle diese Aufgaben an einer Stelle, gewissermaßen unter einem Dach.“

Betrachten wir nun an Hand dieses Programms den heutigen Stand der Praxis in der K.B.F. in möglichst kurzer Zusammenfassung.

ad 1. Die erste Aufgabe des Programms darf heute wohl als wenigstens in ihrem zweiten Teil im allgemeinen durchgeführt angesehen werden, insofern als jetzt wohl für den überwiegend größten Teil der Amputierten besondere Werkstättengelegenheit zur Einschulung mit Prothesen gegeben ist. Freilich ist schon die Förderung, die ihm dabei zuteil wird, an den verschiedenen Orten sehr verschiedenartig und entsprechend auch verschiedenwertig. Von der primitivsten diesbezüglichen Fürsorge, die den Mann einfach mit der eben angelegten Prothese an irgendeine Werkbank hinstellt und allenfalls einen in keiner Beziehung hierfür speziell vorgeschulten Werkführer sich mit ihm befassen läßt, bis zur vollendetsten, bei welcher geschulter Einarmlehrer, Facharzt und ständig anwesender Berufsberater sich andauernd mit dem Amputierten in der Werkstatt beschäftigen, ist ein ziemlich weiter Weg. Der erste Teil dieser Aufgabe aber, die genaue fachärztlich kontrollierte und entsprechend oft nachkontrollierte Anpassung der Prothese in jedem einzelnen Fall, ist anscheinend noch mangelhafter durchgeführt. Stellenweise ist das Verfahren noch so, daß der Amputierte seine Prothese von einem Bandagisten erhält, ein Facharzt sie aber überhaupt nicht kontrolliert; an anderen Orten besteht die fachärztliche Kontrolle in einer oder einigen Besichtigungen in der Sprechstunde.

2. Die theoretische Ausbildung: Auch hier größte Verschiedenheit; auch hier aber die Vereinigung mit den anderen Einrichtungen unter einem Dach nur das wesentlich seltenere Verfahren. Mindestens der gewerkliche Fachunterricht wohl an den meisten Orten außerhalb des Werkstättenlazaretts.

3. Berufsberatung: Sowohl der äußeren Form wie dem Wesen nach größte Verschiedenheit. Kollektive Berufsberatung im Gegensatz zum einzelnen Hauptberufsberater, dieser wieder mit oder



ohne Beamtencharakter, im Nebenamt oder ständig tätig usw. Vielerorts muß der Beschädigte die Berufsberatung fernab vom Lazarett aufsuchen, an anderen Orten wieder erscheint der Berufsberater regelmäßig zu bestimmten „Sprechstunden" oder auch nur gelegentlich seinerseits im Lazarett. In allen diesen Fällen beschränkt sich also die Berufsberatung auf eine oder einige mehr weniger kurze Besprechungen zwischen Berater und Beschädigten.

4. Arbeitsvermittlung: Hier befindet sich die praktische Arbeit der Fürsorge allen erreichbaren Mitteilungen nach anscheinend noch am meisten im Rückstande. Einfache Verweisung des arbeitsuchenden Beschädigten an einen staatlichen oder städtischen Arbeitsnachweis, wo allenfalls eine besondere Liste mit Stellenangeboten für Kriegsbeschädigte ausliegt; Veröffentlichung solcher Listen in den verschiedenen Zeitungen für Kriegsbeschädigtenfürsorge — das ist noch in vielen Gegenden wohl so ziemlich alles, abgesehen vielleicht von gelegentlichen mehr persönlichen Vermittlungen. Hier und dort ist weiter wohl ein besonderer Arbeitsnachweis für Kriegsbeschädigte eingerichtet worden; persönlich ist aber auch hier der Stellensuchende naturgemäß ganz fremd, da den hier tätigen Personen nur die aktenmäßige Vorverhandlung des Falles zur Verfügung steht; irgendwelche Kenntnis der Leistungsfähigkeit des Mannes aus eigener Anschauung fehlt, eine persönliche Beziehung zu dem stellenanbietenden Arbeitgeber ebenso — somit bleibt auch bei diesem Modus die „Vermittlung" dem Wesen nach eine rein formelle. Unter allen Umständen ist aber das Höchste, was dabei allenfalls erreicht werden kann, eben die Arbeitsstelle überhaupt; damit ist dann aber auch die Tätigkeit dieser „Arbeitsvermittlung" für den Mann völlig abgeschlossen.

So bietet ein Gesamtüberblick über die Praxis der theoretisch schon so einheitlich fundierten K.B.F. doch noch ein recht buntscheckiges und vor allem auch noch ein recht lückenhaftes Bild: Hier fehlt für diese, dort für jene der vier prinzipiellen Aufgaben, obwohl alle gleich wichtig sind, die Lösungsmöglichkeit überhaupt noch; anderwärts sind sie wohl alle vorhanden, aber auf verschiedene Faktoren verteilt, deren Zusammenhang manchmal ein recht loser ist; zum mindesten räumlich endlich sind aber die zur Lösung der Aufgaben erforderlichen Einrichtungen anscheinend noch an den weitaus meisten Orten getrennt.

Stellen wir demgegenüber nunmehr das Bild einer Fürsorge, die von Anfang an prinzipiell nach dem oben zitierten Schlußsatz des

Programms der Krüppelfürsorge unter dem Gesichtspunkte räumlicher Vereinigung aller erforderlichen Einrichtungen „unter einem Dach“ aufgebaut worden ist, wie das hier in Braunschweig der Fall gewesen ist. Die Grundlage hat hier zunächst abgegeben enges Zusammenarbeiten zwischen Heeresverwaltung und bürgerlicher Fürsorge unter tatkräftiger Förderung der Staatsregierung: Die letztere stellte die erforderlichen Räumlichkeiten in zusammenhängendem Komplex zur Verfügung; die Heeresverwaltung übernahm die Einrichtung und den Betrieb für Unterkunft und Verpflegung, die bürgerliche Fürsorge in Gestalt eines alle Erwerbsstände des Landes umfassenden „Landesausschusses“ für K.B.F. völlig auf eigene Kosten die Einrichtung und den Betrieb der Uebungswerkstätten; dabei ist die Arbeit in demselben aber militärisch kommandierter Dienst. Ein Chefarzt steht an der Spitze, neben ihm ein orthopädischer Facharzt in Person des Schreibers dieser Zeilen, gleichzeitig als militärischer Beirat und als ärztlicher Beirat des „Landesausschusses“. Neben den Werkstätten befinden sich, wieder vom „Landesausschuß“ eingerichtet, auch die Räume für den gesamten theoretischen Unterricht, auch für den gewerblichen Fachunterricht mit ganz vereinzelten Ausnahmen im gleichen Gebäude. Endlich aber hat der „Landesausschuß“ auch seine gesamten Geschäftsräume für die Berufsberatung sowohl wie für die ebenfalls vollständig übernommene Arbeitsvermittlung der gesamten K.B.F., also auch der Kriegsbeschädigten außerhalb des Werkstättenlazaretts, bei uns „Schullazarett“ genannt, in die Räume der gleichen Anstalt verlegt. Als geschäftsführender Vertreter weilt der Hauptberufsberater zugleich als oberster Betriebsleiter **ständig** in der Anstalt, ebenso seine Hilfsarbeiter, von denen einer speziell die eigentliche Arbeitsvermittlung in steter Fühlungnahme mit der Berufsberatung zu besorgen hat. Der Hauptberufsberater ist absichtlich kein Beamter, auch kein „Fachmann“ im engeren, deswegen notwendig beschränkten Sinn, wie etwa Ingenieur, sondern ein Mann aus der Praxis des Erwerbslebens mit guter kaufmännischer und technischer Vorbildung, großer praktischer Erfahrung und glücklicher Begabung für den Umgang mit Menschen. Nebenbei bemerkt, versieht er sein Amt trotz überreichlicher Tätigkeit in der Anstalt von morgens bis abends ehrenamtlich. Ein großer Stab von Spezialberufsberatern aus allen Zweigen des Erwerbslebens,

auch aus den Arbeiterorganisationen aller Schattierungen steht ihm zur Verfügung.

Die großen Vorteile dieser räumlichen Zusammenfassung aller Einrichtungen für die K.B.F. an einer Stelle dürfte eine kurze Darstellung des Arbeitsganges an einzelnen Beschädigten am besten illustrieren. Der Neuaufgenommene wird zunächst von der Aufnahmekommission, bestehend aus Chefarzt, Hauptberufsberater und Facharzt, eingehend untersucht. Dabei wird festgestellt, welcher Werkstatt er nach der verbliebenen körperlichen Leistungsfähigkeit mit Rücksicht auf den bisherigen Beruf und voraussichtliche spätere Betätigungsmöglichkeit einstweilen versuchsweise zu überweisen ist. Gleichzeitig wird sofort überlegt, ob und wie durch mechanische Hilfsmittel — Bandagen usw. — die Leistungsfähigkeit noch zu erhöhen ist. Gerade auch für die Armamputation geben wir zunächst Behelfsprothesen, in 24 Stunden herstellbar. Mit diesen lernt der Mann erst die einfachsten Verrichtungen, täglich beobachtet sowohl von den Aerzten wie vom Hauptberufsberater in seiner gleichzeitigen Eigenschaft als oberster Betriebsleiter — unterstützt und angewiesen von einem festangestellten Einarmlehrer, der zuvor fast in allen Werkstätten selbst einige Wochen gearbeitet hatte. Da dieser angewiesen ist, durchaus kameradschaftlich mit den Insassen zu verkehren — die eigentlichen Werkführer sind im Gegensatz zu ihm noch aktive Unteroffiziere — so kommt auf diese Weise wohl jede Ansicht über die einzelnen Prothesen, vor allem auch jede Beschwerde zur Kenntnis der leitenden Stellen. Hat der Mann die anfängliche Scheu vor der Prothese an sich überwunden, so setzt sich allmählich der Hauptberufsberater, der inzwischen die nötigen Vermittlungen hat anstellen lassen und sich inzwischen schon ein Bild von dem ganzen Fall hat machen können, mit ihm in Beziehung. So beginnt die Berufsberatung, die in vielen Fällen eine Reihe eingehender Besprechungen nötig macht; des öfteren ist dabei sowohl dem Berater wie dem Beschädigten eine Rückfrage bei den Aerzten erwünscht; die räumliche Zusammenfassung ermöglicht das alles in einfachster Weise ohne Zeitverlust und dabei gründlich. Die Grundsätze bei der Entscheidung darüber, ob nur Berufseinschulung oder Berufsumschulung in verwandter Berufstätigkeit oder endlich Berufsneuschulung erforderlich ist, sind natürlich die heute wohl allgemein gültigen. Für ihre praktische Durchführung ist es aber natürlich von größter Bedeutung, daß vom ersten Tage an und zu jeder Zeit alle Einrichtungen der K.B.F. über das ganze Land hin sofort von derselben

Stelle aus nutzbar gemacht werden können, an welcher der Beschädigte sich aufhält. Erst wenn die Berufswahl entschieden ist, was eben wegen dieser Vereinfachung meist nicht lange dauert, wird die Dauerprothese in Arbeit genommen; die Metallteile werden ausnahmslos im Schullazarett selbst hergestellt und dem Bandagisten für einen mäßigen Preis zur Verfügung gestellt, wodurch der Lieferungspreis ohne Schädigung des Bandagisten erheblich verbilligt wird. Die Bandagierung und das Anproben am Körper geschieht ebenfalls im Schullazarett unter ständiger fachärztlicher Kontrolle. Nur bei bedauerlicher Unkenntnis oder Unterschätzung der psychischen Störungsvorgänge bei weitaus den meisten Schwerverletzten und speziell bei den Amputierten ist die scheinbar mancherorts bestehende Auffassung möglich, daß dieses Anbringen der Prothese am Körper eine ganz einfache Sache sei, die jeder Techniker ohne weiteres befriedigend erledigen könne, wenn eben nur die Prothese an sich gut konstruiert und brauchbar sei. Dabei wird nur vergessen, daß der Mensch eben keine Maschine ist, daß es infolgedessen beim Amputierten weniger darauf ankommt, ob die Prothese nach der Meinung des sie Anlegenden gut sitzt, als darauf, ob auch der Träger selbst davon überzeugt worden ist, dadurch eine wertvolle und ausreichende Hilfe erhalten zu haben. Dazu gehört aber unbedingt die Ueberwindung der seelischen Gleichgewichtsstörungen und sonstigen Hemmnisse im Innenleben des Verletzten, wie sie wohl nur dem auf dem Gebiet der Unfallpsychologie durchaus erfahrenen Arzt gelingen wird. Wie sehr das auch nicht ärztliche, aber objektive Sachverständige anerkennen, mögen einige kurze diesbezüglichen Sätze aus einem Jahresbericht unseres Hauptberufsberaters beweisen:

„Auch hier möchte ich wieder darauf hinweisen, wie entscheidend wichtig die Mitarbeit des Arztes, besonders natürlich des Facharztes, gerade auch bei der Verpassung und Ausprobierung der Bandagen und Prothesen ist. Techniker, Werkführer und auch der Berufsberater mögen es noch so gut meinen — wirklich geglaubt wird doch nur gerade darin dem Arzt. Und wie oft kann selbst der erfahrenste Fürsorgespezialist hierbei von Kriegsbeschädigten matt gesetzt werden, weil er dessen Einwände nicht medizinisch widerlegen kann."

Ist so die Berufsberatung gründlich erledigt, die Prothese ebenso gründlich ausprobiert, so geht's an den letzten Teil der Arbeit — praktisch den wichtigsten: Die Vermittlung einer geeigneten, möglichst dauernden Arbeitsstelle. Meist ist allerdings dieselbe schon bei der



Berufsberatung selbst in Betracht gezogen, denn es wird natürlich keine Ein-, Um- oder Neuschulung vorgenommen, bevor nicht auch festgestellt ist, daß für dieselbe nachher auch Arbeitsgelegenheit vorhanden ist. Und dieses enge Ineinandergreifen von Beratung und direkter Stellenvermittlung wird wieder außerordentlich erleichtert, ja eigentlich nur möglich gemacht dadurch, daß eben auch diese ganze Stellenvermittlung wieder direkt von Anfang bis Ende von der Geschäftsstelle des Landesausschusses im Schullazarett selbst erledigt wird. Sie wird eingeleitet durch möglichst persönliche Fühlungnahme eines besonders hierfür ausgebildeten, vorher jedesmal besonders instruierten Hilfsarbeiters mit dem Arbeitgeber oder dessen Stellvertreter oder Unterbeamten usw., auch wenn dazu weitere Reisen erforderlich sind. Dieser Hilfsarbeiter besichtigt erst die zukünftige Arbeitsstelle und bespricht alles eingehend mit dem Arbeitgeber. Ist Uebereinstimmung erzielt, so bringt er selbst in den meisten, jedenfalls in allen „kritischen“ Fällen den Beschädigten an die neue Arbeitsstelle und vermittelt so eine nochmalige Erörterung etwa noch zweifelhafter Punkte. Später wird noch längere Zeit ein Schriftverkehr mindestens mit dem Beschädigten selbst aufrecht zu erhalten gesucht; tauchen Unstimmigkeiten auf, so wird auch eine nochmalige Reise zum Zweck der Vermittlung nicht gescheut. Ist eine solche absolut nicht möglich, so wird der Beschädigte, sofern nicht etwa reine Arbeitsunlust oder Böswilligkeit seinerseits vorliegen, aufgefordert, ins Schullazarett zurückzukehren, um eine geeignetere Gelegenheit abzuwarten. Liegt allerdings die Schuld allein an ihm, so wird rücksichtslos vorgegangen, wie übrigens in jedem Falle von Böswilligkeit auch im Schullazarett selbst. Derartige Leute werden „als für die Fürsorge noch nicht reif“ völlig sich selbst überlassen; es wird sogar die Verabfolgung einer Prothese verweigert, wenn die Leitung die Ueberzeugung gewonnen hat, daß der Mann sie nachher doch nicht benutzen wird. In jedem solchen Falle wird ihm anderseits allerdings erklärt, daß er sich sofort wieder an die Fürsorge wenden könne, wenn er zu vernünftigerer Auffassung gekommen sei. Es scheint mir charakteristisch, daß solche Bekehrungen allmählich an Zahl zunehmen. Vielleicht könnte das Bedenken erhoben werden, daß diese ganze eingehende Bearbeitung jedes einzelnen Falles und auch besonders diese persönliche Arbeitsvermittlung einen sehr erheblichen Kostenaufwand erfordern dürfte. Demgegenüber kann ich versichern, daß wir keineswegs teuer, ja im Verhältnis zu einigen



mir bekannt gewordenen Organisationen geradezu erstaunlich billig arbeiten; wahrscheinlich trägt die durch die räumliche Zusammenfassung bedingte Vereinfachung das Hauptverdienst daran. Vergleichen wir nun schließlich kurz noch unsere Erfolge bezüglich Dauerbenutzung der Prothesen im Erwerbsleben mit dem, was anderwärts bisher darüber zu erfahren war und speziell mit der Horionschen Statistik, so können wir jedenfalls jetzt schon sagen, daß mindestens der letzteren gegenüber unsere bisherigen Erfahrungen doch ein erheblich erfreulicheres Bild geben, obwohl auch wir noch manchen Mißerfolg haben. Freilich ist ja die Zahl zu klein und vor allem die Zeit zu kurz, um daraus jetzt schon ein irgendwie maßgebliches Urteil ableiten zu wollen. Nur eins ist allerdings nach allem, was ich bisher von den praktischen Dauerergebnissen der K.B.F. zu hören Gelegenheit hatte, schon jetzt meine Ueberzeugung: Es stünde wohl besser um dieselben, wenn die praktischen Erfahrungen aus der früheren doch wenigstens in vielem ähnlicher Friedensarbeit der Krüppelfürsorge mehr beachtet worden wären.

VII.

Arbeiten der orthopädischen Werkstätte des Fürsorge-Reservelazaretts München[1].

(Chefarzt: S. K. H. Dr. Ludwig Ferdinand Prinz von Bayern.)

1. Folge.

Von Dr. **Franz Schede.**

Mit 20 Abbildungen.

Dem Wunsche des Herausgebers gemäß, nicht nur Gewordenes, sondern auch Werdendes hier darzustellen, will ich zunächst die Entwicklung der orthopädischen Werkstätte des Münchner Fürsorgelazaretts kurz schildern. Die Notwendigkeit einer militärischen Werkstätte ergab sich daraus, daß die Privatindustrie, die in München zu einer Vereinigung zusammengeschlossen ist, sich nicht imstande zeigte, unsere Invaliden mit Prothesen und Apparaten in genügender Weise zu versorgen. Die einen, weil sie infolge Personalmangels den Aufträgen nicht nachkommen konnten, die anderen — aus anderen Gründen. Ich will auf diese äußerst unerquicklichen Dinge nur so weit eingehen, als es zum Verständnis unserer Entwicklung notwendig ist. Da muß zunächst festgestellt werden, daß auch das Gewerbe der Orthopädiemechaniker und Bandagisten wie so manches andere Handwerk in den letzten Jahrzehnten mehr und mehr die Herstellungsweise des Massenfabrikanten und die Geschäftsprinzipien des Kaufmanns angenommen hatte. Diese Entwicklung, die sich in der Stille vorbereitet hatte, trat mit Kriegsausbruch klar zutage. Sofort hatten sich Kar-

[1] Die Arbeit, die im Herbst 1916 geschrieben wurde, enthält einige Punkte, die nunmehr überholt sind. So ist die Einrichtung unserer Werkstätte seit dem Januar 1917 vollendet. Eine Anzahl der hier veröffentlichten Konstruktionen sind verbessert worden, zahlreiche neue hinzugekommen. Eine zweite Arbeit wird über diese Entwicklung berichten.



telle gebildet und hatten sich auf gewisse Typen geeinigt, die in Massen von Spezialfabriken hergestellt und von den Bandagisten nur zusammengesetzt wurden. So entstanden die sattsam bekannten Kunstbeine und Kunstarme. An ihnen ist alles: die gestanzten Schienen und Gelenke, die Füße, die Hände, ja sogar oft die Lederhülse schablonenmäßige Fabrikware. Zugleich wurden Preise festgesetzt, die für solide Handwerksarbeit relativ gering waren und auch unter dieser Flagge segelten, die aber bei dem geschilderten Verfahren unverhältnismäßige Gewinne brachten. Kaufmännisch war das gewiß glänzend arrangiert, unsere Invaliden aber waren die Leidtragenden. Zweifellos lassen sich manche Teile einer Prothese normalisieren und fabrikmäßig besser und billiger herstellen. Aber Normaltypen sind Zukunftsmusik. So weit sind wir noch längst nicht. In der Orthopädie gab es für den Facharzt wie für den Techniker seit Kriegsausbruch nur eine Forderung: Arbeiten und lernen. Selten ist eine Kunst vor eine so gewaltige Aufgabe gestellt worden. Vor der Größe dieser Aufgabe wirkt ein Verfahren besonders klein, das jede Arbeit, jedes Lernen, jeden Fortschritt von vornherein unmöglich macht. Diese Dinge sind kein Ruhmesblatt für das deutsche Orthopädiehandwerk. Daß es nicht nur in München so gegangen ist, zeigen mir die Prothesen aus allen Gegenden Deutschlands, die ich zu sehen bekomme. Es ist alles dieselbe Ware und stammt aus denselben Firmen.

Nur eine kleine Gruppe von Firmen blieb den Traditionen des Handwerks treu. Unbeirrt von den gehässigen Angriffen, denen sie wegen der Güte ihrer Arbeit ausgesetzt waren, ließen sie sich nicht zum billigen Massenerwerb verleiten, sondern lehnten Aufträge ab, die sie wegen Ueberlastung oder Personalmangel nicht einwandfrei ausführen konnten. Die Entwicklung wird zeigen, daß sie nicht nur die besseren Arbeiter, sondern auch die besseren Rechner waren.

Alles Schlechte richtet sich selbst. So war denn auch die Prothesenversorgung bald so verfahren, daß die Militärbehörde eingreifen mußte und die Einrichtung einer großen militärischen Werkstätte unter fachärztlicher Leitung im Rahmen des Fürsorgelazarettes genehmigte.

Aus kleinsten Anfängen rapid wachsend, sind wir jetzt im Begriff, eine neue Werkstätte für ca. 70 Arbeiter in einem prachtvollen Saale der neuen städtischen Gewerbeschule einzurichten.

Die Aufgabe der militärischen Werkstätte soll die **Förderung** des Prothesenbaues sein. Sie ist in erster Linie Versuchswerkstätte und hat alle Prothesen und Apparate herzustellen, die



ein sorgfältiges Individualisieren erfordern, insbesondere also Arbeitsprothesen und Arbeitsapparate aller Art. Sie soll Neues und Besseres finden, und hat die Pflicht, allem Neuen nachzugehen, das von anderen gefunden wird, es zu prüfen und in Anwendung zu bringen, wenn es sich bewährt.

Daß die Privatindustrie diese Aufgaben nicht lösen konnte oder wollte, hat sich zur Genüge erwiesen. Wie die Dinge liegen, können sie nur von staatlichen Werkstätten gelöst werden, da nur diese vom rein sachlichen Interesse geleitet werden. Im Gegensatz zu den sonst vorbildlichen großen Werkstätten in Oesterreich und Ungarn soll unsere Werkstätte die Privatindustrie nicht ausschalten, sondern fördern. Ausgeschaltet werden soll nur die schablonenmäßige Fabrikware. Dagegen soll die handwerksmäßige sorgfältige Arbeit in jeder Weise gefördert werden. Demgemäß ist der Facharzt verpflichtet, die Privatfirmen in regelmäßigen Zusammenkünften über die Entwicklung des Prothesenbaues auf dem laufenden zu erhalten, Vorschläge zur Verbesserung von Prothesen zu machen und entgegenzunehmen.

Es war nicht leicht, diese Pflicht zu erfüllen. Die Mehrheit der Bandagisten sah in der militärischen Werkstätte mit unbegreiflicher Kurzsichtigkeit eine Konkurrenz, die mit allen Mitteln zu bekämpfen sei, was auch gründlich besorgt wurde. Wer das Ziel verfolgt, Prothesen mit einem Minimum von Kosten und Arbeit in möglichst großer Menge herzustellen und mit möglichst großem Gewinn abzusetzen, dem müssen unsere Bestrebungen allerdings ein Dorn im Auge sein. Weiterhin mußte ich im Verlaufe unserer Zusammenarbeit mit Erstaunen konstatieren, in welchem Maße die tieferen Fachkenntnisse dem Gewerbe abhanden gekommen waren. Die Grundlagen der Statik und Mechanik, die Lage und Bedeutung der Gelenkachsen, die Probleme der Entlastung — Begriffe, mit denen das alte Handwerk selbständig, ja bahnbrechend gearbeitet hat — das alles war den meisten völlig unbekannt. Ich habe aber, von einer kleinen Zahl von Firmen kräftig unterstützt, nicht nachgelassen und kann jetzt mit Befriedigung konstatieren, daß das Niveau und der Ertrag unserer Besprechungen sich wesentlich gehoben haben.

Der Facharzt hat anderseits das Recht, ungenügende Prothesen zurückzuweisen. Die Bezahlung der gelieferten Prothesen erfolgt erst, wenn sie vom Facharzt



begutachtet worden ist. Dadurch wurde unseren Bestrebungen von Anfang an der nötige Nachdruck verliehen.

Die gesamte Prothesenbeschaffung für das erste bayerische Armeekorps ist nunmehr bei den drei Fürsorgelazaretten München, Augsburg und Landsberg zentralisiert. Bei jedem dieser Fürsorgelazarette besteht eine orthopädische Werkstätte unter Leitung eines Facharztes, der für die Herstellung, Lieferung, Brauchbarkeit und Instandhaltung der Prothesen verantwortlich ist. Die Herstellung erfolgt nach den oben ausgeführten Gesichtspunkten zum Teil bei Privatfirmen, zum Teil bei den staatlichen Werkstätten.

Die Verbuchung und Verrechnung der gesamten Prothesenbeschaffung geschieht in einheitlicher, neuer, sehr einfacher Form, die sich aus der Erfahrung ergab.

Die drei Fürsorgelazarette sind zu regelmäßigem Gedankenaustausch verpflichtet, damit die Einheitlichkeit der Richtlinien gewahrt bleibt.

In der Münchner Werkstätte ist außerdem den Aerzten des ersten Armeekorps Gelegenheit gegeben, neue Vorschläge oder Erfindungen im Einvernehmen mit dem Facharzt auszuarbeiten und auszuprobieren.

Ich glaube jetzt schon sagen zu können, daß diese straffe Regelung, dieses pflichtmäßige Zusammenarbeiten zwischen Militärbehörde, Aerzten, Ingenieuren und Privatindustrie höchst anregend und fruchtbar gewirkt hat und daß sie die denkbar beste Grundlage für eine kräftige Entwicklung des Prothesenbaues und für eine gründliche und zuverlässige Versorgung der Invaliden bildet. Es sei den maßgebenden Stellen an dieser Stelle unser Dank ausgesprochen für das Verständnis, das sie unseren Vorschlägen gegenüber gezeigt haben. Die Arbeit unserer neuen Werkstätte ist folgendermaßen gegliedert:

1. Aerztlicher Dienst.
2. Verwaltungsbureau.
3. Konstruktionsbureau (unter Leitung eines Ingenieurs).
4. Materialverwaltung.
5. Die eigentliche Werkstätte mit 70 Arbeitern (neben einer Anzahl von Facharbeitern auch Schlosser, Dreher, Sattler usw.).

Für die Qualität und Quantität der eigentlichen Werkstättenarbeit ist ein zweiter Ingenieur verantwortlich, für die Maschinen ein Werkzeugmeister. Sämtliche Angestellte der Werkstätte sind Soldaten, d. h. einberufene Fachleute[1]). Hierzu ist folgendes zu bemerken: Die

[1]) **Anmerkung bei der Korrektur:** Seit einem Monat sind auch Zivilarbeiter angestellt. Das folgende Urteil über die militärischen Arbeiter wird aber da-



Facharbeiter entstammen zum Teil hiesigen Firmen und zwar auch solchen, deren Arbeiten besonders oft zu Beanstandungen Anlaß gaben. Es ist nun erstaunlich, welche Arbeitsfreudigkeit und Leistungsfähigkeit, welches sachliche Interesse und welche Dankbarkeit für jede Anregung alle diese Arbeiter zeigten, sobald sie in die militärische Werkstätte gekommen waren. Es ist dies ein Beitrag zu der Erkenntnis, die dieser Krieg gebracht hat; wie überraschend viel Gutes im Menschen steckt, wenn man ihn nur einmal vom Geld ablöst. Es ist eine weitere Widerlegung der unseligen Theorie vom Anreiz.

Armprothesen.

Wir haben seit dem Bestehen der Werkstätte die meisten der bekannten Arbeitsarme ausprobiert, haben selbst eine Reihe von neuen Konstruktionen erdacht und können unsere Erfahrungen im folgenden zusammenfassen:

Nirgends in der Orthopädie sind wir so weit von einer befriedigenden Lösung entfernt. Nirgends wäre ein vorzeitiges Schematisieren und Verordnen so schädlich wie in der Frage des Armersatzes. Die Normalisierung der Ansatzstücke war notwendig; sie wird aber fürs erste das einzige bleiben, was es am Armersatz zu normalisieren gibt. Zurzeit kann uns nur der freie Wettbewerb aller geistigen Kräfte, der Aerzte, der Ingenieure, der Bandagisten und vor allem der Amputierten selbst der Lösung näher bringen.

Der zweite Kernpunkt unserer Erfahrungen ist der, daß die gründliche Erlernung und Uebung des Gebrauches einer Armprothese die Grundlage aller Fürsorgebestrebungen für die Armamputierten ist. Die soziale Stellung der Armamputierten hängt viel weniger von der Art der Prothese ab, als davon, ob ihnen ausgiebige Gelegenheit zum Studium der Prothese gegeben wurde. Jeder Orthopäde und jeder Invalidenlehrer weiß, daß geschickte und energische Patienten oft mit schlechten Prothesen Erstaunliches leisten und umgekehrt.

Der Gebrauch einer Prothese muß gelernt werden wie der eines

durch nicht beeinflußt. Dazu trat eine dritte Kategorie von Arbeitern: die arbeitsfähigen Verwundeten, die gegen Bezahlung unter Berücksichtigung ihrer Leistungsfähigkeit in der Werkstätte arbeiten. Diese neue Einrichtung ist auf das wärmste zu begrüßen. Die großzügige Besserstellung des arbeitsfähigen Verwundeten, der außer der Lazarettverpflegung noch eine entsprechende Bezahlung erhält, ist mehr als alle schönen Reden und Schriften geeignet, das Selbstvertrauen und die Arbeitslust der Verwundeten und Invaliden zu heben.



Musikinstrumentes. Wird ein Armamputierter entlassen, ohne daß er seine Prothese völlig beherrscht, so ist das gerade so, als würde ich jemand ein Klavier schenken und ihm sagen: so, nun kannst du dir dein Brot als Musiker erwerben.

Vor der Einübung der Prothese kann sich der Invalide zunächst gar keine Vorstellung davon machen, ob und wieviel er mit einem Armersatz arbeiten kann. Ebensowenig kann das der behandelnde Arzt, weil sich dafür überhaupt gar keine Regeln aufstellen lassen. Die Frage des späteren Berufs kann in diesem Zeitpunkt gar nicht ernsthaft genug erörtert werden, und alle Angaben darüber beruhen auf vagen Vermutungen, die von seiten des Patienten in der Regel zu pessimistisch, von seiten des Arztes oft zu optimistisch ausfallen.

Erst nach einer mehrwöchentlichen Uebungszeit läßt sich beurteilen, was der Invalide leisten kann, welche *Spezialprothese er etwa braucht und welchen Beruf er ergreifen kann.* Erst dann hat der Invalide das nötige Selbstvertrauen und der Berufsberater die nötigen Anhaltspunkte zu einer fruchtbaren Beratung.

Die Einübung sollte unter den Augen des Konstrukteurs und der Hersteller der Prothese stattfinden. Nur so können wir lernen.

Wir haben daher folgenden Weg eingeschlagen:

Jeder Armamputierte erhält zunächst einen Behelfsarm, der weiterhin beschrieben wird. Mit diesem Arm übt der Amputierte. Die Uebungen zerfallen in folgende Gruppen.

1. Gymnastische Uebungen mit und ohne Prothese.
2. Gartenarbeiten.
3. Werkstättenarbeiten.
4. Verrichtungen des täglichen Lebens.

Alle Amputierten, ohne Rücksicht auf ihren früheren oder späteren Beruf, sollen aus therapeutischen Gründen an allen diesen Uebungen teilnehmen. Die Uebungen stehen unter der Leitung eines Arztes und eines einarmigen Lehrers.

Im Verlauf der Uebungszeit ergibt sich, für welchen Beruf der Invalide geeignet ist. Er wird dann der Berufsberatung zugeführt und erhält die geeignete Spezialprothese. Sehr häufig läßt sich auch dann noch keine Entscheidung treffen. Ist der Patient ein Handarbeiter, so erhält er in solchem Falle zunächst einen einfachen Arbeitsarm leihweise. Damit kann er in den Lehrwerkstätten der Invalidenschule, im landwirtschaftlichen Lazarett Landsberg oder auf der eigenen



Oekonomie Versuche anstellen. Fallen diese befriedigend aus, kann er den Arm behalten, wenn nicht, wird nach seinen Erfahrungen eine neue Prothese gemacht. Wer sich für die orthopädische Werkstätte eignet, kann dort Anstellung finden.

Sehr viele Armamputierte erstreben in der ersten Zeit nach der Entlassung eine staatliche Versorgung. Durch die Arbeit in der orthopädischen Werkstätte bekommen sie Interesse und Verständnis für ihre Prothese, lernen sie behandeln und reparieren. Von ihrer Mitarbeit verspreche ich mir wertvolle Anregungen für uns, wenn ich mir auch bewußt bin, daß viele Sorgenkinder darunter sind, die den Betrieb der Werkstätte nur belasten.

Arbeitsarme.

Ueber die Bestrebungen, einen aktiv beweglichen Armersatz zu finden, wird in dieser Zeitschrift von anderer Seite berichtet werden.

Meine weiteren Darstellungen sollen sich auf den sog. passiven Arbeitsarm beschränken.

Der passive Arbeitsarm kann bis zu einem gewissen Grade die aktiven Bewegungen des Stumpfes mitmachen. Ebenfalls durch aktive Bewegungen des Stumpfes können am Prothesenende Druck und Zugkräfte zur Wirkung kommen. Die genauere Einstellung des Prothesenendes auf einen Punkt geschieht passiv mit Hilfe der gesunden Hand, ebenso das Ergreifen und Festhalten eines Gegenstandes.

Um dies zu leisten, muß ein Arbeitsarm folgende Forderungen erfüllen:

1. Er muß sehr exakt am Stumpf befestigt sein.
2. Er muß so leicht sein, als es der Beruf des Betreffenden zuläßt.
3. Er muß sensibel sein, d. h. jeder Druck am Prothesenende muß vom Stumpf empfunden werden.

Aufhängung und Stumpfbefestigung der Oberarmprothesen.

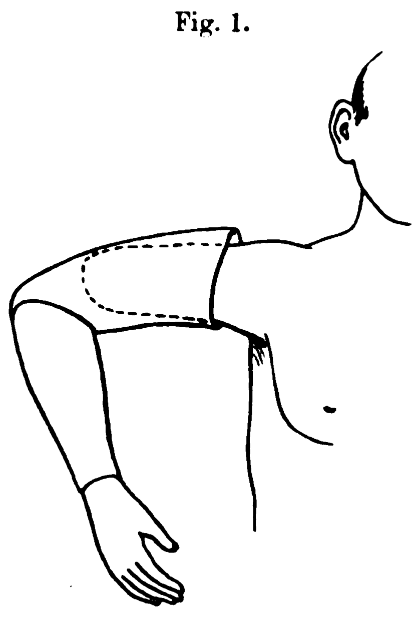
Je exakter die Prothese am ganzen Stumpf anliegt und je leichter sie ist, um so sicherer ist die Führung; um so besser wird auch die Sensibilität des Stumpfes ausgenutzt. Die althergebrachte Form der Stumpfhülse besteht in einer Lederhülse, mit zwei seitlichen Stahlschienen, die den Stumpf aufnimmt und mit Riemen am Schultergürtel befestigt wird. Läßt man nun den Stumpf erheben, so bietet sich alsbald das nebenstehende Bild (Fig. 1, Abhebelung der Prothese).

Die Prothese stellt nun einen zweiarmigen Hebel dar, mit der Stumpfspitze als Hypomochlion. Die meist empfindliche Stumpfspitze trägt allein die ganze Last. Von einer Führung kann nicht mehr die Rede sein.

Verwenden wir geteilte Hülsen und schnallen sie fest an den Stumpf, so wird dadurch nur bei langen und festen Stümpfen etwas gebessert. Bei kurzen, konischen, weichen Stümpfen kann auch die festeste Kompression die geschilderte Abhebelung nicht verhindern.

Es gibt nun prinzipiell zwei verschiedene Wege, um diese Schwierigkeit zu überwinden.

Fig. 1.



Abhebelung der Prothese durch ihr Gewicht.

1. Die starre Verbindung, wie sie beim Siemens-Schuckert-Arm am konsequentesten durchgeführt ist. Das Gewicht der Prothese wird durch einen kummetartigen Ring auf den Schultergürtel übertragen. Die seitlichen Führungsstangen sind gelenkig nach Art eines Kardanigehänges mit dem Schulterring verbunden (Fig. 2). Wird der Stumpf erhoben, so bildet die Prothese einen einarmigen Hebel, dessen Drehpunkt mit der sagittalen Achse des Schultergelenkes ungefähr zusammenfällt. Eine Abhebelung der Prothese vom Stumpf wird dadurch bis zu einem gewissen Grade vermieden, die Stumpfhülse bleibt in vollem Kontakt mit dem Stumpf, die Sicherheit der Führung wird wesentlich erhöht. Jedoch fehlt den bisher vorliegenden Konstruktionen die Beweglichkeit um die vertikale Körperachse, d. h. die Rotation bei herabhängendem Arm und die Vor- und Rückwärtsführung in der horizontalen Abduktion.

Wo es uns daher auf eine allseitige Beweglichkeit im Schultergelenk ankam, haben wir auf dem zweiten Wege, der unstarren Verbindung, Versuche gemacht.

Ich glaube, daß wir nun mit Hilfe der abgebildeten Aufhängung und Stumpfbefestigung in den meisten Fällen auch bei kurzen Stümpfen die beschriebene Abhebelung der Prothese verhindern und eine exakte Führung ermöglichen können.



Wir verwenden aus Gründen, die sich aus dem Folgenden ergeben, eine vordere und eine hintere Schiene, die beide zentralwärts beträchtlich über das Schultergelenk hinausgehen. Ein breiter Gurt verbindet die beiden proximalen Enden der Schienen über die Schulter hinweg und stellt die Tragfestigkeit her. Ueber diesen Gurt

Fig. 2.



Aufhängung des Siemens-Schuckert-Arms.

hinweg läuft vom Ende der vorderen Schiene ein Gurt schräg nach hinten medialwärts über die Schulter zu einem Ring auf dem Rücken, durch diesen Ring zurück an das Ende der hinteren Schiene. Ehe er das erreicht, wird er zu einem runden Strang gedreht, geht durch einen Ring am Ende der hinteren Schiene, unter der Achsel durch, zu einem Ring am vorderen Ende der Schiene, von dort über die

Brust, wo er wieder zum breiten Gurt wird. Unter der Brustwarze der anderen Seite kehrt er wieder durch einen Ring um, läuft zurück

Fig. 3.

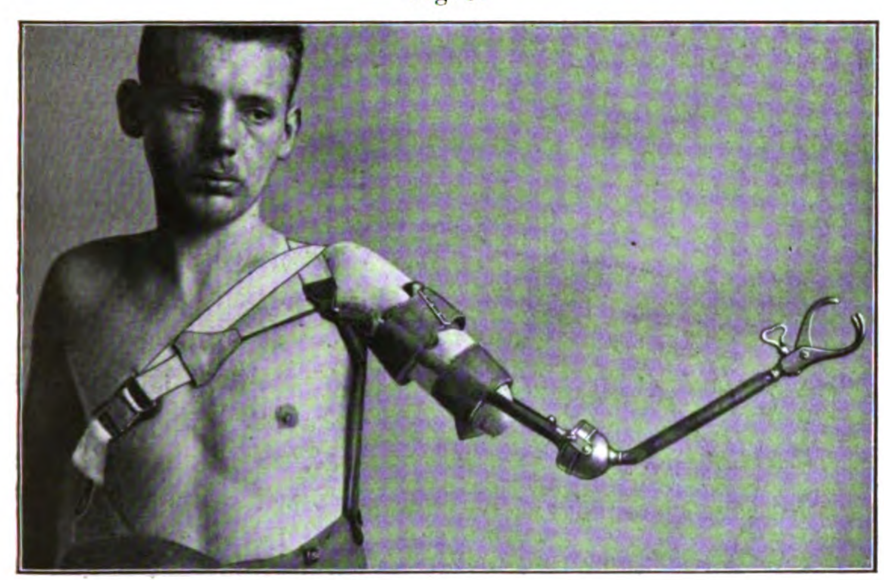
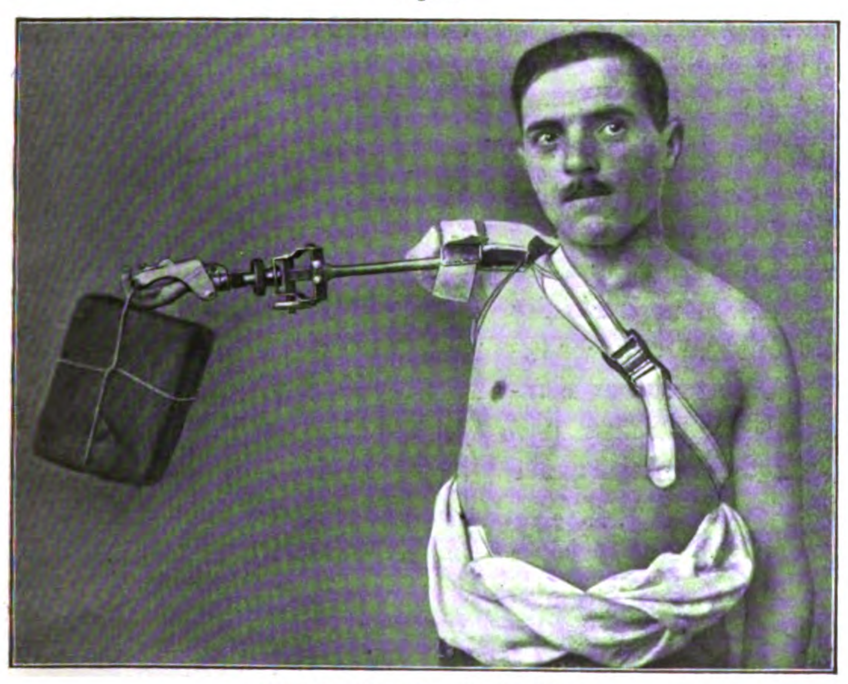


Fig. 4.



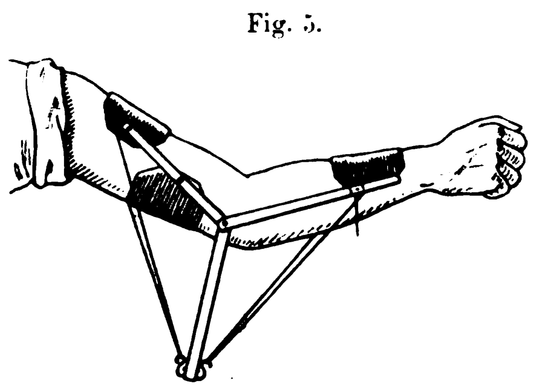
Befestigungsarten der Prothese.

und schräg über die Schulter zum Ende der hinteren Schiene, dabei seinen Anfang überkreuzend. Die beiden Ringe auf Brust und Rücken



werden durch eine Bandage gehalten, die handbreit unter der Achsel der gesunden Seite läuft und durch einen Riemen nach unten zur Hose fixiert wird. Durch diese Aufhängung ist volle Bewegungsfreiheit gewährt. Sie bleibt aber bei jeder Bewegung in allen Teilen gleich straff, weil die Verkürzung eines Teils stets durch die Verlängerung des entgegengesetzten Teiles ausgeglichen wird. (Fig. 3 u. 4.)

Fig. 5.

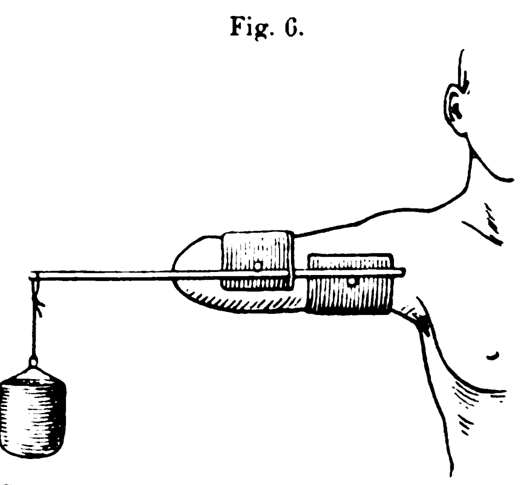


Mobilisationsschiene für den Ellbogen.

Die Befestigung am Stumpf, die bei der unstarren Verbindung das wesentliche ist, hat uns wohl in der letzten Zeit am meisten Kopfzerbrechen gemacht. Ich will die vorläufigen Ergebnisse mitteilen.

Bei der unstarren Verbindung haben wir keinen festen Stützpunkt am Körper wie bei der starren Verbindung, sondern die Prothese findet ihren Stützpunkt ausschließlich am Stumpf selbst. Wenn die Prothese belastet wird, so stellt sie sich auch bei der exaktesten Bandagierung in die beschriebene Winkelstellung zum Stumpf. Bei Seithebung des Armes z. B. stemmt sich die Stumpfspitze an die laterale Wand der Hülse und der obere mediale Rand der Hülse in die Weichteile der Achselgegend. Damit ist der Kontakt zwischen Stumpf und Hülse auf diese zwei Punkte beschränkt und die Sensibilität der Prothese erheblich gestört (siehe Fig. 1).

Fig. 6.



Das gleiche Prinzip, auf den Amputationsstumpf angewandt.

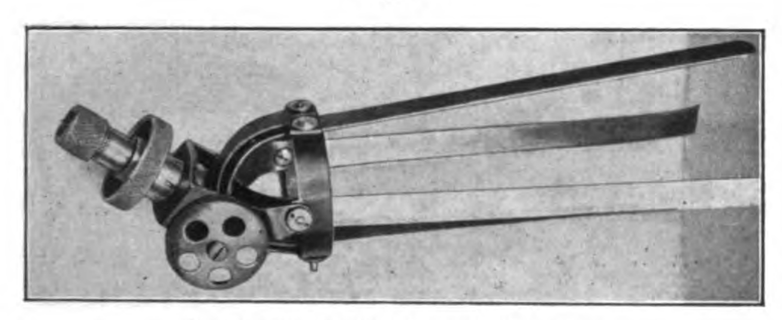
Gelegentlich unserer Versuche kam ich auf den Gedanken, einem Oberarmamputierten eine meiner Ellbogenmobilisationsschienen anzulegen. Das Prinzip dieser Schiene geht aus der Fig. 5 klar hervor. (Fig. 5 Ellbogenschiene in Streckspannung.) Die Pelotten der Schiene sind drehbar, so daß sie sich auch bei stärkster Hebelwirkung nicht auf

die Kante stellen, sondern mit der ganzen Fläche dem Arm anliegen bleiben. Auf den Amputationsstumpf übertragen sieht das nun so aus: Fig. 6.

Jede Abhebelung ist nun völlig ausgeschlossen, der Kontakt zwischen den Pelotten und dem Stumpf wird im Gegenteil immer inniger, je größer die Belastung wird.

Der Amputierte, dem ich eine solche Schiene anlegte, sagte sofort, daß er eine ganz andere Kraft im Stumpf habe, wie mit seiner Prothese. Restlos läßt sich dieses Prinzip nicht auf die Armprothesen übertragen, da es ja nicht nur in einer Richtung, sondern in allen Richtungen zwischen der frontalen und sagittalen Körperebene wirken müßte, d. h. sowohl bei Seithebung als auch bei Vorhebung des

Fig. 7.



Stahlbandarm (Gelenke nach Kneidl).

Armes. Es scheint mir bis jetzt fast unmöglich, ein solches System zu finden, das in zwei Raumebenen funktioniert. Für den praktischen Bedarf genügte bisher immer das einfache System, das in einer schräg vorwärts gestellten Ebene funktionierte. Im Verlauf dieser Studien aber bin ich auf den „Stahlbandarm" gekommen, der wenigstens annähernd das Prinzip zur Wirkung kommen läßt und auch in anderer Hinsicht manche Vorteile besitzt.

Das abgebildete Modell zeigt einen Arbeitsarm, dessen Gelenke vom Invalidenlehrer Kneidl konstruiert sind und späterhin beschrieben werden sollen.

Die Fig. 7 (Stahlbandarm Modell Kneidl) zeigt, daß die Stumpfhülse in vier Streben geteilt ist. Diese Streben bestehen aus ganz leichtem Federstahl. Die Abbildung zeigt das Gerüst ohne Verkleidung und Polsterung.

Genauer ausgedrückt besteht es nicht aus vier, sondern aus zwei Streben, die U-förmig gebogen kreuzweis in den Stahlring gesteckt

werden, der das Ellbogengelenk trägt. An dem Stahlring ist jeder Schenkel des Gerüsts mit zwei Schrauben festgeklemmt.

Fig. 8 gibt eine schematische Darstellung der Befestigung des Gerüsts am Stumpf. Oberhalb des Stumpfendes verbindet ein weicher Gurt Schiene *1* und *3* an der Außenseite des Stumpfes. Unter der Achselhöhle verbindet der Antagonist die gleichen Schienen an der Innenseite.

An der Vorderfläche des Stumpfes dicht oberhalb des Stumpfendes läuft ein Gurt von Schiene *2* zu *4* und entsprechend an der Hinterseite dicht unterhalb des Schultergelenks.

Fig. 8a.

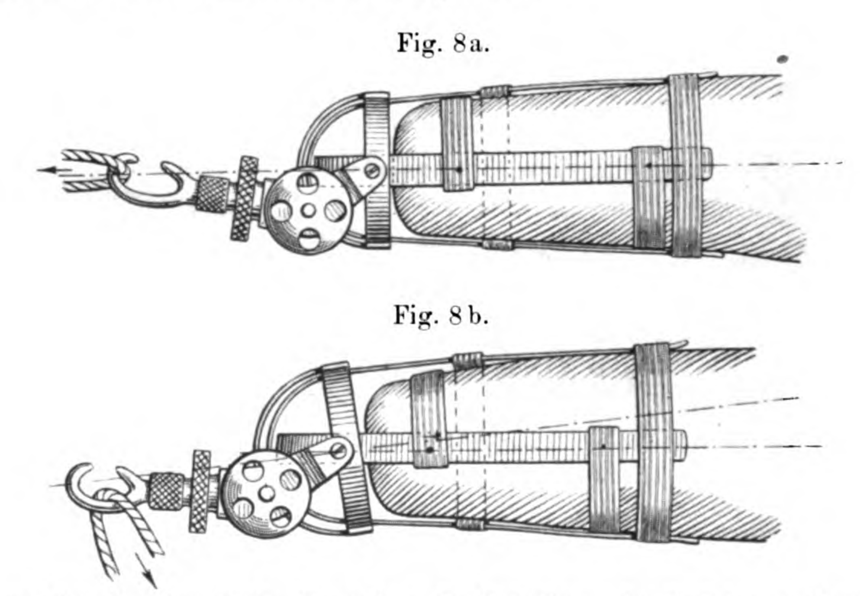


Fig. 8b.

Derselbe mit schematischer Darstellung der Befestigung des Gerüstes am Stumpf.

Zwischen diesen vier Gurten liegt der Stumpf eng eingepreßt und in allen Richtungen mit der Prothese verkuppelt. Wird nun der Arm seitwärts erhoben und die Prothese belastet, so haben wir den gleichen Mechanismus wie auf Fig. 6. In dieser Stellung tragen ausschließlich die Schienen *1* und *3*, die hochkant stehen. Die Gurten, die zwischen diesen Schienen laufen, hebeln sich um so fester an den Stumpf, je größer die Last ist. Bei Vorwärtshebung tragen die Schienen *2* und *4* mit den entsprechenden Gurten. Jede Abhebelung ist völlig ausgeschlossen. In der Praxis wird sich das n i c h t immer so machen lassen, besonders nicht bei sehr kurzen Stümpfen. Man wird Kompromisse machen müssen. Bei einigermaßen genügenden Stümpfen aber läßt sich auf diese Weise eine ideale Führung der Prothese und eine völlige Ausnutzung der Stumpfkraft erreichen. Ich teile diese

Versuche, die noch keineswegs abgeschlossen sind, hier zur Anregung mit. Vielleicht beschreiten auch andere meinen Weg mit Erfolg.

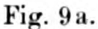
Wie gesagt, bietet die Stahlbandkonstruktion auch in anderer Hinsicht große Vorteile. Das schmiegsame Stahlgerüst kann jedem ohne weiteres anbandagiert werden. Mühsame Anpassungsarbeiten erübrigen sich. So ist es besonders für Uebungsarme geeignet, die auf Vorrat gehalten werden. Trotz der Leichtigkeit des Materials ist die Festigkeit des Gerüsts durch die beschriebene Verspreizung eine sehr große. Bricht ein Stahlband, dann kann es leicht von jedem ausgewechselt werden.

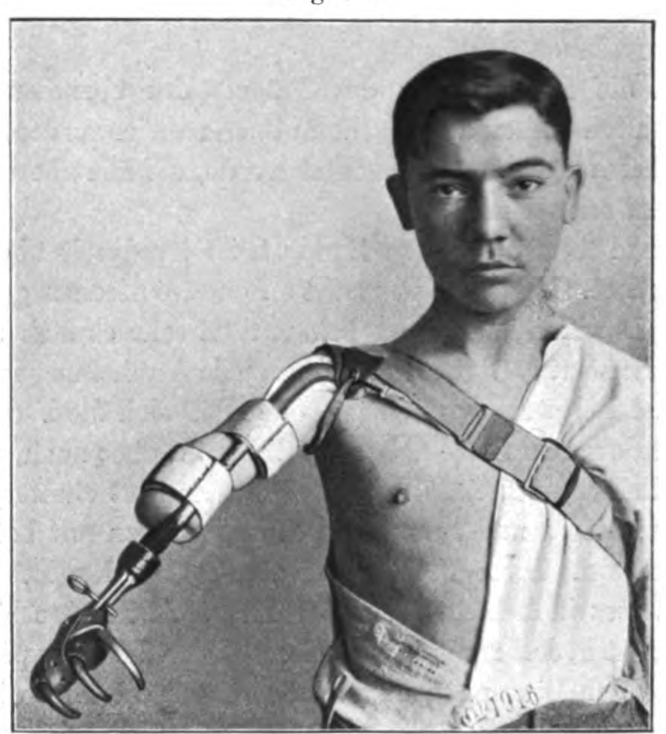
Durch die Beobachtung des Trägers des Carnesarmes, Herrn Smith, bin ich auf eine Tatsache aufmerksam geworden, die meines Wissens bisher noch wenig beobachtet wurde, die mir aber von größter Bedeutung zu sein scheint.

Der linke Arm des Herrn Smith ist handbreit über dem Ellbogen amputiert. Der Stumpf steckt in einer einfachen geschlossenen Fiberhülse. Die Aufhängung ist bekanntlich sehr einfach und keineswegs eine sehr straffe. Smith kann nun jede Armhebung auch bei sehr beträchtlicher Belastung vornehmen, ohne daß sich die Prothese in der vorher beschriebenen Weise abhebelt. Er kann aber auch, und das ist das erstaunlichste, den Arm mit der Prothese im Schultergelenk ausgiebig aktiv rotieren und kann die passive Rotation mit beträchtlicher Kraft verhindern. Diese Fähigkeiten stehen mit den Besonderheiten des Carnesarmes in keinem Zusammenhang. Auf meine Frage zeigte mir Herr Smith, daß er durch eine Kontraktion der Stumpfmuskulatur imstande sei, den Stumpf so zu verdicken, daß die Hülse im Moment der Kontraktion wie angegossen sitzt und eine Abhebelung sowie eine Drehung unmöglich wird. Die Reste der Armbeuger und -strecker sind relativ athletisch ausgebildet. Er erklärte, daß er erst, nachdem er seine Stumpfmuskulatur auf diese Höhe gebracht habe, seine Prothese in so erstaunlichem Maße beherrschen könne. Wer viel Amputierte sieht, der weiß, wie außerordentlich selten der Stumpf eine aktive Rotation auszuführen, geschweige denn auf die Prothese zu übertragen imstande ist und wie außerordentlich schwer es ist, die passive unwillkürliche Rotation der Prothese zu verhindern. Gerade von der Beherrschung der Rotation aber hängt in erster Linie die Führung der Prothese ab. Mir scheint darin ein erneuter Hinweis auf die große Bedeutung der Stumpfmuskulatur zu liegen, und es ergibt sich die Notwendigkeit, die Muskulatur jedes Stumpfes in ganz anderer Weise zu



trainieren, als dies bisher geschah. Wenn es gelingt, dem Amputierten die Fähigkeit der willkürlichen Rotation des Stumpfes und der Prothese zu geben, dann ist damit eine ganze Reihe von Schwierigkeiten im Prothesenbau überwunden. Eine solche Stumpfmuskulatur läßt sich nicht durch Massage und Uebungen im Turnsaal erreichen, sondern nur durch den dauernden Gebrauch einer Prothese. Wir halten es daher für eine dringende Notwendigkeit, daß der Armamputierte


Fig. 9a.



Behelfsarm.

ebenso wie der Beinamputierte eine Behelfsprothese erhält, mit der er üben und arbeiten kann. Die Fig. 9 zeigt unseren Behelfsarm. Er trägt ein kurzes Vorderarmstück, das aus einem unten aufgeteilten und oben flach geschlagenen Mannesmannrohr besteht. Das Handende hat die Form der Kellerhand, das Ellbogenstück ist gelenkig, aber feststellbar, zwischen zwei Bandeisenstreifen gefügt. Diese Bandeisen werden mit dem beschriebenen Pelottensystem und der Aufhängung versehen.

Die Metallteile werden auf Vorrat gehalten. Die Aufmontierung des Armes nimmt 2 Tage in Anspruch. Er genügt, um den Amputierten einigermaßen von seiner Umgebung unabhängig zu

machen und ihm die Möglichkeit der Beschäftigung zu geben. Es ist von größter Wichtigkeit, daß dies frühzeitig geschieht. Durch das beschäftigungslose Warten auf eine Prothese gerät der Invalide nur zu leicht in eine gleichgültige Passivität, aus der man ihn später kaum herausreißen kann. Wenn es gelänge, die Muskulatur des Stumpfes zur vollen Leistungsfähigkeit zu entwickeln, so könnte dadurch einer starren Aufhängung wie beim Siemens-Schuckert-Arm ohne weiteres die

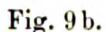
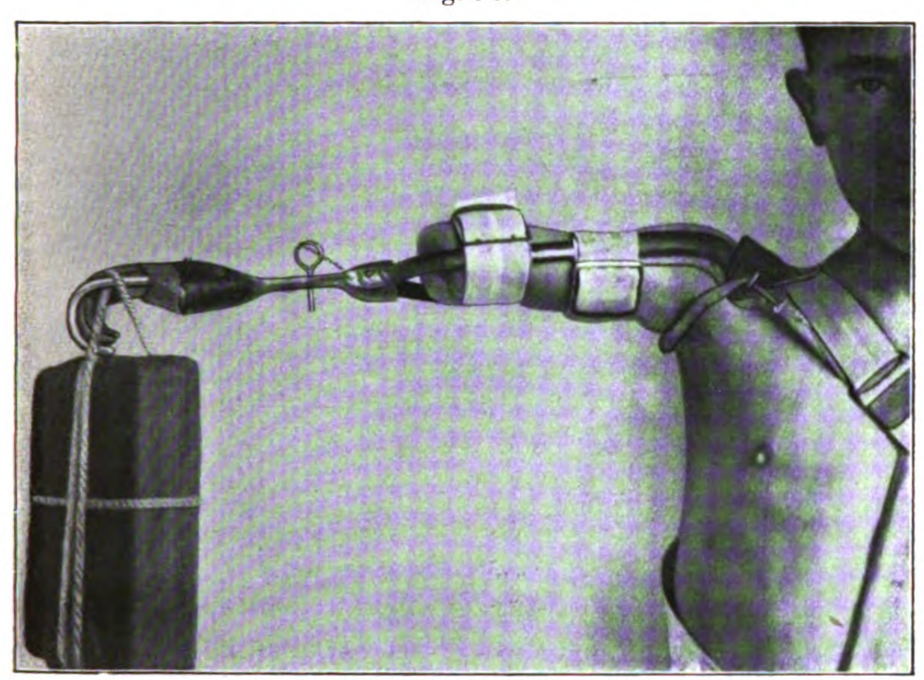


Fig. 9 b.



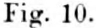
Behelfsarm.

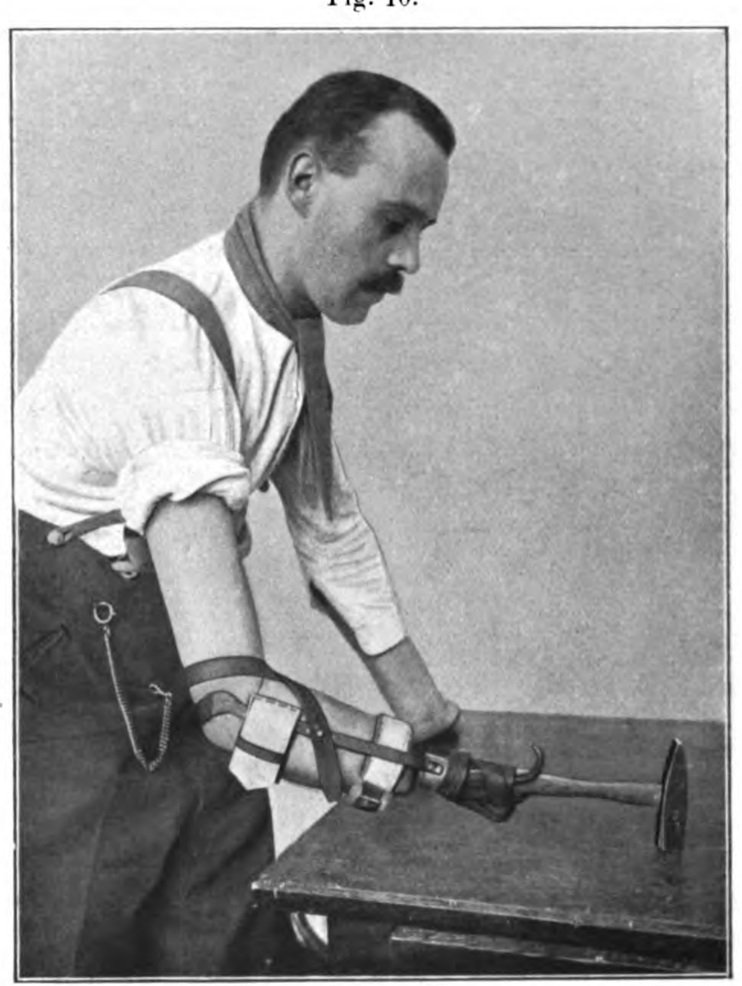
fehlende aktive Rotationsmöglichkeit bzw. die Sichelbewegung des Vorderarmes gegeben werden. Bei der Besprechung der Gelenke werde ich darauf zurückkommen.

Hier will ich nur noch eine Idee mitteilen, die mir bei der Betrachtung der Sauerbruchschen Fälle in Singen kam. Auch bei Fällen, wo auf einen Erfolg der eigentlichen Sauerbruchschen Operation nicht gerechnet werden kann, würde ein quer durch die Muskulatur des Stumpfes geführter Stift eine Bedeutung haben können. Wenn seine Enden mit der Stumpfhülse fest verschraubt würden, dann würde er sowohl jede weitere Aufhängung unnötig machen als auch eine unbedingt sichere Rotation der Prothese ermöglichen.

Befestigung der Vorderarmprothesen.

Bei Vorderarmstümpfen läßt sich das Prinzip der drehbaren Pelotten, das ich oben darlegte, restlos anwenden. Ihre Anwendung wird nur kompliziert durch die Pronation und Supination, sofern diese Bewegungen soweit erhalten sind, daß sie verwertet werden


Fig. 10.



Stahlbandarm für Vorderarmstumpf.

können. Auf diesen Punkt müssen wir späterhin noch eingehen. Unser Arbeitsarm hat also eine volare und dorsale Schiene, die proximal durch eine ulnare Pelotte, distal durch eine radiale Pelotte verbunden sind. Die ulnare Pelotte ist flach und weit, denn sie muß bei der Rotation des Vorderarms gleiten, die radiale dagegen umfaßt den Arm fast ganz und ist genau dem Stumpfende angearbeitet, denn sie dient zur Führung der Rotation; besonders buchtet sie sich möglichst zwischen

Radius und Ulna ein. Sie ist aus Federbandstahl und wird durch einen Riemen dem Stumpfende fest angedrückt. Da die Seitenschienen der Prothese dem festen Anschmiegen der Pelotte an das Stumpfende nicht folgen können, sind sie von ihr losgelöst und durch zwei leichte federnde Schienen mit ihr verbunden, die weiter oben abzweigen und an denen die Pelotte drehbar befestigt ist. Mit dieser Prothese kann jede erhaltene Kraft restlos verwertet werden, ohne daß ein Kantendruck auftritt. Die Stumpfspitze liegt immer frei.

Für leichtere Verrichtungen verwenden wir auch ein leichtes Stahlbandgerüst, wie ich es für Oberarme beschrieben habe.

Als Aufhängung verwenden wir die Neumannsche Bindung, die ausgezeichnet hält, wenn sie richtig gemacht wird. Die Neumannsche Bindung besteht bekanntlich aus zwei Riemen. Der erste faßt den Oberarm von hinten über den Kondylen und liefert die Zugfestigkeit; der zweite verbindet die Enden der Schienen über dem Olecranon und gewährt die Druckfestigkeit. Dieser zweite wichtige Riemen wird häufig falsch geführt. Die Schienenenden müssen bis über die Kondylen hinaufgeführt werden, so daß der sie verbindende Riemen ca. 2 cm oberhalb des Olecranons läuft. Er wird dann nicht leicht abrutschen.

Die Gelenke der Prothesen.

Es geht wohl bereits aus den bisherigen Ausführungen hervor, daß die Anordnung der Gelenke, die Bewegungsmöglichkeiten und die Art der Feststellung noch offene Fragen sind, die intensivster wissenschaftlicher und praktischer Bearbeitung bedürfen, daß nirgends so individualisiert werden muß wie in diesen Punkten, und daß jeder Versuch, die Entwicklung durch vorzeitige Normalisierungen zu stören, von der wissenschaftlichen Orthopädie auf das schärfste zurückgewiesen werden muß.

Eine Vereinheitlichung und Ordnung der unübersehbaren Fülle von Ideen, Konstruktionen und Vorschlägen ist notwendig. Sie ist aber nur dadurch möglich, daß zunächst durch die freie Aussprache aller beteiligten Kreise, d. h. der Aerzte, Ingenieure und Orthopädiemechaniker, Richtlinien festgelegt werden, nach denen weitergearbeitet wird. Ich will dazu folgende Beiträge geben:

Die vorhandenen natürlichen Gelenke und Bewegungsmöglichkeiten sind soweit wie möglich auszunutzen. *Wir müssen uns jedoch darüber klar sein, daß nur die beherrschte*



Bewegung praktischen Werthat Kann z. B. der Oberarmstumpf im Schultergelenk oder der Unterarm im Ellbogengelenk passiv rotiert werden, so hat das an sich keine Bedeutung. Fehlt die aktive Bewegung oder ist sie so schwach, daß sie die Prothese nicht zu führen vermag und einer passiven Rotation keinen zuverlässigen Widerstand entgegensetzen kann, so ist die passive Bewegungsmöglichkeit nicht nur nutzlos, sondern schädlich wie ein Schlottergelenk. Wir müssen dann versuchen, eine Vorrichtung zum Feststellen der natürlichen Beweglichkeit anzubringen, oder diese, wenn eine Feststellungsvorrichtung nicht anzubringen ist, ganz sperren und im Bedarfsfalle durch ein künstliches feststellbares Gelenk ersetzen. Diese Gedanken sehen wir im Siemens-Schuckert-Arm und im Kellerarm verkörpert. Der Siemens-Schuckert-Arm schaltet die Rotation im Schultergelenk bei herabhängendem Arm aus und ersetzt sie durch die Sichelbewegung eines künstlichen Gelenkes am Ellbogen der Prothese. Keller, dessen Vorderarm nur passive Rotation besitzt, sperrt diese zum größten Teil durch die halbstarre Schienenvorrichtung am Oberarm, ersetzt sie aber nicht durch ein künstliches Gelenk, da er sie nicht braucht. Die Ausblicke, die uns der Träger des Carnesarmes und die Sauerbruchsche Methode gaben, lassen hoffen, daß es uns durch zielbewußte Entwicklung der Muskulatur gelingt, die vorhandenen Bewegungsmöglichkeiten mehr als bisher zu benutzen.

Jedes künstliche Gelenk bedeutet eine Mehrbelastung der Prothese. Im proximalen Abschnitt bis zum Stumpfende spielt das Gewicht keine große Rolle. Jenseits des Stumpfendes aber ist das Gewicht mit der Länge des Hebelarmes zu multiplizieren: 50 g am Ende einer Prothese von der dreifachen Länge des Stumpfes sind also gleich 150 g am Stumpfende.

Wir müssen deshalb bestrebt sein, die Gelenke, die jenseits des Stumpfendes angebracht werden müssen, möglichst nahe an das Stumpfende heranzurücken. Bei allen Oberarmamputierten gestalten wir die Prothese so, daß der Vorderarm abgenommen und das Werkzeug gegebenenfalls direkt am Ellbogen angesetzt werden kann. Die Ueberzeugung von der Notwendigkeit einer solchen Vorrichtung hat sich jetzt bei den meisten Prothesenkonstrukteuren durchgesetzt; auch Rota und Jagenberg berücksichtigen sie neuerdings.

Die künstlichen Gelenke der Armprothesen zerfallen in zwei Gruppen; die eine Gruppe enthält die Gelenke mit allseitigen Bewegungsmöglichkeiten. Alle Bewegungen werden mit einer Vorrichtung



zugleich gelöst oder gesperrt. Die gebräuchlichste Form dieser Gruppe ist die Kugel, eine andere Form, das Gelenk des Kaufmannarmes, zeigt die Fig. 11.

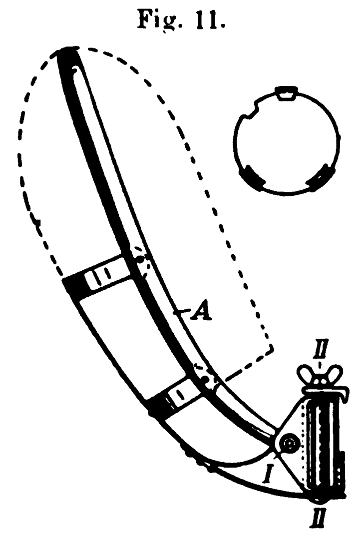
Die Gelenke der anderen Gruppe enthalten je nur eine Bewegungsmöglichkeit mit eigener Feststellungs- und Lösungsvorrichtung.

Eine typische Konstruktion dieser Gruppe ist der Ludwig-Ferdinand-Arm (Fig. 12), dessen Gelenke in unserer Werkstätte von Professor ing. Mayer konstruiert wurden. In der Höhe des Stumpfendes sind drei Gelenke angebracht für:

1. Ellbogenbewegung,
2. Sichelbewegung des Vorderarmes,
3. Drehbewegung des Vorderarmes.

Die Gelenke sind so eng zusammengedrängt, als es konstruktiv wohl überhaupt möglich ist. Jedes hat seine eigene Feststellung, auf die ich noch zurückkommen muß.

Fig. 11.



Arbeitsarm nach Kaufmann-München.

Welche von beiden Gruppen vorzuziehen ist, läßt sich nur von Fall zu Fall entscheiden. Im allgemeinen kann man sagen, daß das Kugelgelenk den Vorzug der Einfachheit hat, dagegen hat es den schwerwiegenden Nachteil, daß alle Bewegungen zugleich gelöst werden. Hält z. B. ein Amputierter mit einem Jagenbergarm einen schweren Gegenstand bei gebeugtem Ellbogen und will damit die Sichelbewegung ausführen, so löst er mit der Sichelbewegung zugleich die Ellbogenstreckung, und der Vorderarm fällt herab. Eine bessere Lösung stellt der Wienerarm dar, bei dem die Feststellungsvorrichtung am Ende des Vorderarmes sitzt, so daß mit einem Handgriff das Ellbogenkugelgelenk gelöst und der Vorderarm gehalten und geführt werden kann. Für schwerere Arbeit dürfte die Trennung der Gelenke im allgemeinen vorzuziehen sein. Es ist dann nach der Art des Stumpfes und des Berufes zu unterscheiden, welche Gelenke notwendig sind, in welcher Reihenfolge und wo man sie anbringt. Wir verfahren dabei in folgender Weise:

Kurze Oberarmstümpfe: Im allgemeinen ist keine brauchbare aktive Rotation des Stumpfes im Schultergelenk mehr vorhanden.

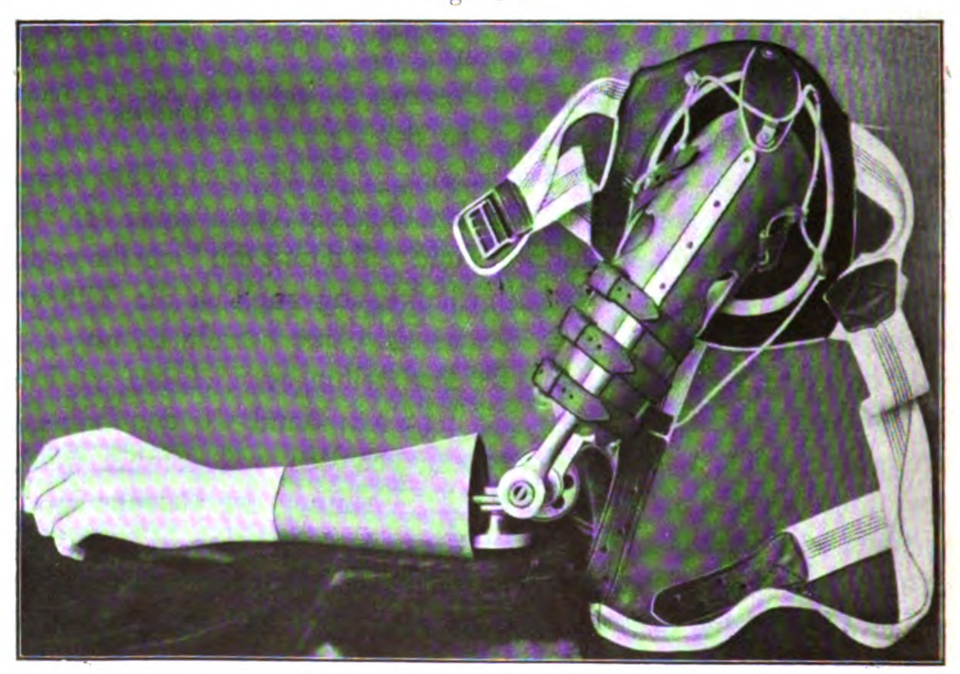


Nach den oben festgelegten Grundsätzen gibt es zwei Möglichkeiten. Entweder die natürliche Rotation wird freigelassen, aber mit

Fig. 12 a.



Fig. 12 b.



Dr.-Ludwig-Ferdinand-Arm.

einer Feststellungsvorrichtung am Schultergürtel versehen; oder die natürliche Rotation wird ganz ausgeschaltet und an ihrer Stelle ein

künstliches Gelenk angebracht. Die erste Möglichkeit ist die bessere, aber sie ist noch nicht gelöst.

Fürs erste müssen wir die zweite anwenden, deren beste Lösung zurzeit der Siemens-Schuckert-Arm darstellt. Unsere eigenen Arbeiten sind zurzeit darauf gerichtet, dem Arm innerhalb einer starren Aufhängung seine Rotation unabhängig von der Prothese zu lassen und sie vom Ellbogen aus festzustellen; außerdem darauf, das künstliche Rotationsgelenk, das wir noch beim Ludwig-Ferdinand-Arm unterhalb des Ellbogens angebracht haben, möglichst hoch in die Gegend der Stumpfwurzel hinauf zu verlegen.

Bei langen Oberarmstümpfen versuchen wir vor allem, die aktive Rotation so weit zu kräftigen, daß der Stumpf wenigstens die unfreiwillige Drehung der Prothese verhindern kann. Ein künstliches Rotationsgelenk ist dann überflüssig.

Das Ellbogengelenk wird der Gewichtsersparnis wegen dem Stumpfende soweit als möglich genähert. Es hat am meisten auszuhalten und wird deshalb grundsätzlich mit durchgehender Stahlachse oder wie beim Stahlhandarm mit einer besonderen Verspreizung versehen. Dicht unter dem Ellbogengelenk bringen wir im allgemeinen das Rotationsgelenk des Vorderarmes an. Diesem folgt ebenfalls unmittelbar der Normalansatz für das Werkzeug oder den Vorderarmersatz. Ich sagte schon, daß wir den Vorderarmersatz im allgemeinen auswechselbar machen. Für die Arbeit geben wir an Stelle des Vorderarmersatzes das federnde Verlängerungsstück der Rotawerke, falls der Arbeitsarm die Länge des natürlichen Armes haben muß.

Bei Vorderarmstümpfen halten wir die Rotationsmöglichkeit für sehr wichtig, dagegen die Handgelenkbeugungen und Abduktionen meist für entbehrlich. Die Bewertung der vorhandenen Rotationsmöglichkeit im Vorderarmstumpf ist die gleiche wie beim Oberarmstumpf. Ist sie ohne praktischen Wert, dann gelten hier die gleichen Forderungen wie dort. Auch die möglichen Lösungen sind die gleichen. Die starre Verbindung wird hier durch den altgebräuchlichen Schienenhülsenapparat gegeben. Eine neue Lösung dagegen hat Keller gefunden — eine halbstarre Verbindung. Keller hat bekanntlich an seiner Prothese zwei gelenkig angebrachte Stahlschienen, die dem unteren Drittel des Oberarmes lose anliegen (Fig. 13).

Die laterale Schiene hemmt die Pronation, die mediale die Supination, ohne sie ganz zu verhindern, außerdem hemmt die laterale in gleicher Weise die Streckung des Ellbogens; die Schienen stützen also

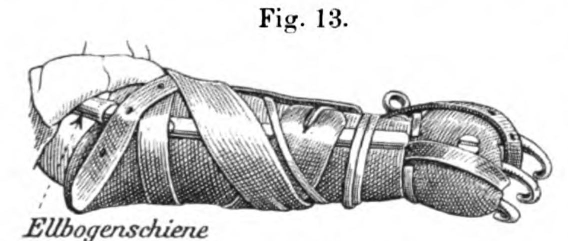


die Prothese. Die außerordentlichen Leistungen Kellers lassen vermuten, daß sein Weg der richtige ist.

Bei der Konstruktion der Gelenke und ihrer Feststellungen brauchen wir am notwendigsten die Mitwirkung des Ingenieurs. Ich will hier einige unserer Konstruktionen bekannt geben und zuvor noch folgendes bemerken.

Die Frage, ob Sperrgelenk oder Reibungsfeststellung, steht im Mittelpunkt einer lebhaften Diskussion. Vor allem in Ingenieurkreisen wird behauptet, daß eine Reibungsfeststellung unter allen Umständen ungenügend sei. Es tritt hier die natürliche Tendenz der Ingenieure, die Prinzipien des Maschinenbaues auf den Prothesenbau zu übertragen, zutage. Jedoch sollte man hierin nicht zu weit gehen. Die Prothese soll in erster Linie ein Bestandteil des menschlichen Körpers, nicht eine Maschine sein. Kräfte, mit denen die Maschinenbaukunde zu rechnen hat, können für den Amputierten überhaupt nicht in Betracht kommen. Es hat keinen Sinn, sich zu bemühen, daß ein Oberarmamputierter mit seinem Stumpf Holz hacken oder schmieden kann. Er wird dazu in der Praxis immer die gesunde Hand nehmen. Die große Schwerfälligkeit der von Ingenieuren konstruierten Prothesen ist auf diese Tendenz zurückzuführen. Erfreulicherweise beginnt man, sich von diesen Bestrebungen abzukehren. Die Statistik des Landrats Horion hat in Köln ein scharfes Licht auf die Resultate geworfen.

Fig. 13.



Die Kellersche Prothese.

Es gibt Reibungsfeststellungen, die völlig allen Ansprüchen genügen. Die abgebildeten Konstruktionen sind solche. Man muß nur bestrebt sein, die Bremsvorrichtung möglichst weit von der Drehachse entfernt anzubringen; wir haben dann die gleiche Wirkung wie bei einem großen Kugelgelenk, ohne das Gewicht der Kugel.

Wenn aber dieser Einwand gegen die Reibungsfeststellung fortfällt, dann ist sie dem Sperrgelenk sicherlich überlegen.

Ein künstliches Gelenk soll die drei Bewegungsmöglichkeiten des natürlichen Gelenkes haben:

1. die freie Beweglichkeit,
2. die zügige Führung,
3. die Feststellung.

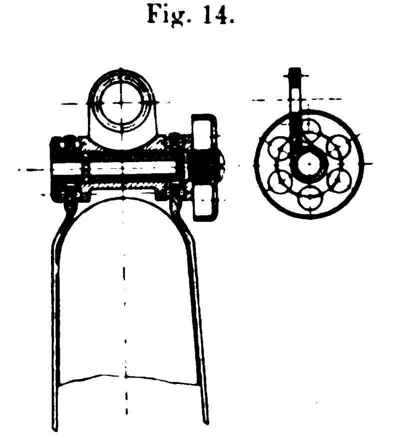


Die erste Möglichkeit ist nur bei wenigen Sperrgelenken vorhanden, die zweite, die gerade von Werkstättenarbeitern sehr geschätzt wird, bei gar keinem.

Außerdem ist noch etwas zu bedenken: soll die Prothese sehr großen Kräften Widerstand leisten können, so muß der absoluten Sperrung entsprechend die ganze Prothese sehr stark gebaut sein; es wäre inkonsequent, das Gelenk als starke Maschine, die Bandage aber als leichten Hülsenapparat zu bauen, was sie doch nun einmal sein muß. Bei denmeisten Arbeitsarmen besteht dieses Mißverhältnis zwischen Gelenk und Bandage.

Treten einmal zufällig übermäßige Beanspruchungen ein, dann gibt die Reibungsfeststellung nach, wogegen beim Sperrgelenk die Prothese zerreißt, vielleicht auch der Stumpf.

Fig. 14.



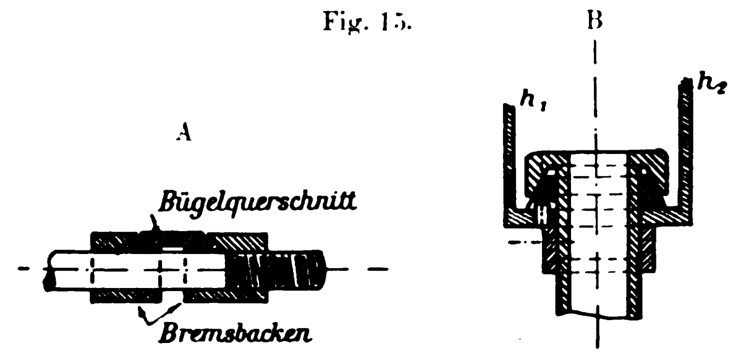
Gelenkkonstruktion des Ludwig-Ferdinand-Arms nach Prof. Mayer.

Die Gelenke des Dr.-Ludwig-Ferdinand-Armes sind als Bremsringgelenke ausgebildet. Die gelenkig miteinander zu verbindenden Teile erhalten Rillen von trapezförmigem Querschnitt, in welchen sich die bequem auswechselbaren Ringe durch Keilwirkung beliebig stark festbremsen lassen. — Für sehr starke Bremsung des Ellbogengelenkes werden vier Bremsringe angewendet, so daß bei gleichem axialen Druck die Bremswirkung auf den vierfachen Betrag steigt.

Ich glaube also, daß der Orthopäde im allgemeinen der Reibungsfeststellung den Vorzug geben wird.

Die Fig. 14 zeigt die Konstruktion des Ludwig-Ferdinand-Armes.

Fig. 15.



Gelenkkonstruktion nach Invalidenlehrer Kneidl.

Stahlbandarm mit schwenkbarem Ellbogen und drehbarem Handgelenk. Gekennzeichnet durch kurze Baulänge und sehr kräftig wirkende Bremselemente. Ellbogengelenk aus zwei parallel um feste Angelpunkte schwingenden zu einem U vereinigten Hebeln (h/1, h 2, Fig. B), die auf einem bogenförmigen Bügel von großem Radius festgebremst werden. Die Bremsflächen haben Keilform (Fig. A). Drehbares Handgelenk mit geschlitztem Kegelring, der gleichzeitig eine Bremswirkung auf eine Kegel- und eine Zylindermantelfläche der Einsatzhülse erzeugt (Fig. B).

Fig. 15 zeigt die Konstruktion des von Invalidenlehrer K n e i d l konstruierten Gelenks.

Die Besprechung unserer Werkzeugansätze würde die Grenzen dieser Arbeit überschreiten und soll einer späteren Arbeit vorbehalten bleiben.

Beinprothesen.

Der vielverbreiteten Ansicht, daß die Frage des Beinersatzes im wesentlichen gelöst sei, stimmen wir ganz und gar nicht zu. Wir finden vielmehr, daß die wichtigsten Probleme des Beinersatzes noch ungelöst sind und in den letzten Jahren merkwürdig wenig bearbeitet worden sind. Der Grund liegt vor allem darin, daß sofort nach Kriegsbeginn ein Fabrikbein von angenehmem Aeußeren auf dem Markt erschien das bei oberflächlicher Betrachtung allen billigen Anforderungen entsprach; seine Mängel traten nicht so kraß hervor, wie die der Armprothesen; es schien, als ob man nicht allzuviel daran verbessern könne. Aber schien nur so. Nach und nach kommen nun die Enttäuschungen. Vor allem zeigte sich, daß diese Kunstbeine nicht die mindeste Widerstandsfähigkeit besitzen. Sie halten höchstens 2 Jahre, meist aber nicht so lang.

Diese geringe Dauerhaftigkeit beruht nicht so sehr auf Minderwertigkeit des Materials als auf prinzipiellen Fehlern in der Konstruktion. Der Oberschenkelteil besteht aus einer Walklederhülse mit zwei seitlichen Stahlschienen. Dieser Walklederhülse fallen drei Aufgaben zu:

1. den Stumpf zu fassen,
2. die anatomische Form des gesunden Beines nachzuahmen,
3. die Körperlast zu tragen.

Es ist ohne weiteres verständlich, daß die beiden ersten Aufgaben nicht von e i n e r Hülse gelöst werden können. Manche ältere Konstruktionen haben das berücksichtigt und für jede dieser Aufgaben je eine Hülse verwandt, so das Dörflingerbein. Das Fabrikbein aber erstrebt in erster Linie eine gefällige Form und verzichtet auf innere Vorzüge. Die erste und wichtigste Aufgabe, die exakte Umhüllung des Stumpfes, bleibt vernachlässigt. Die Hülsen liegen in der Regel nur am oberen Rande eng an, während der Stumpf im Innern pendeln kann, ein Fehler, auf den auch R i e d i n g e r hingewiesen hat.

Auch die dritte Aufgabe, nämlich die Aufnahme der Körperlast, wird von den bisherigen Konstruktionen nur unvollkommen erfüllt. Die Körperlast ruht (bei nicht tragfähigen Stümpfen) mit dem Tuber ischii auf dem hinteren inneren Quadranten des oberen Hülsenrandes. Sie wird dort nicht direkt gestützt. Die innere Seitenschiene liegt

vielmehr handbreit vor dem Hauptbelastungspunkt. Dadurch entsteht von vornherein ein Drehmoment, dem das Gefüge der Prothese auf die Dauer nicht gewachsen ist. Dazu kommt noch, daß die beiden seitlichen Schienen nur ganz schwach miteinander verbunden sind; oft nur durch Fuß- und Lederhülse, manchmal noch durch ein queres Stahlband unter dem Sitz, ganz selten durch eine quere Kniegelenkachse.

Um die Wirkungen dieser ungünstigen Beanspruchungen aller Prothesenteile abzuschwächen, wird sehr schweres Material genommen, so daß Monstra von 10 Pfund vorkommen.

Seit den Arbeiten von Busch und Hoeftman wird allgemein die Notwendigkeit anerkannt, das Kniegelenk einer Prothese etwas nach hinten zu verlagern, um so das Einknicken im Knie zu verhindern. Das Kniegelenk knickt ein, wenn die Belastung hinter der Kniegelenkachse wirkt. Bei nicht tragfähigen Stümpfen liegt die Schwerlinie senkrecht unter dem Tuber ischii, also weit hinter der normalen Kniegelenkachse. Es ist also notwendig, die Kniegelenkachse nach hinten zu verlagern, so daß sie möglichst senkrecht unter dem Tuber ischii liegt. Da die beiden seitlichen Stahlschienen am gebräuchlichen Kunstbein, wie gesagt, weit vor der Schwerlinie verlaufen, müssen sie in der Kniegegend zurückgekröpft werden, um die für das Kniegelenk bestimmte Stelle zu erreichen. Dadurch wird wieder eine erhebliche Verstärkung des Materials notwendig.

Die beschriebene Oberschenkelhülse, an und für sich meist schon zu weit, vermag dem Schwinden des Stumpfes nicht zu folgen. Wird sie vorn aufgeschnitten und zum Schnüren eingerichtet, so verliert sie natürlich noch beträchtlich an Tragfähigkeit.

Die Oberschenkelhülse muß also alle 3 Monate wieder verengert oder erneuert werden, ein glänzendes Geschäft. In keinem anderen Punkt ist es mir so schwer gefallen, eine Wandlung zu erreichen, wie in diesem; das Fabrikbein kehrt mit unglaublicher Hartnäckigkeit wieder. Unter mehr als 1000 Beinprothesen aus allen Gegenden Deutschlands, die ich im letzten halben Jahr gesehen habe, waren nur ganz wenige, die sich über den Durchschnitt erhoben.

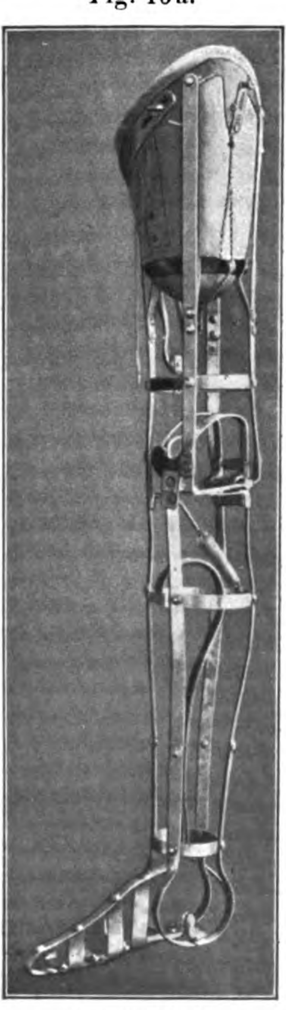
Die Arbeiten an einer verbesserten Beinprothese, die ich vor einem Jahr gemeinsam mit Ingenieur Kaufmann und Mechaniker Renner in der k. orthopädischen Poliklinik begann und später in der Werkstätte des Fürsorgelazaretts unter Mithilfe des Orthopädiemechanikers Zoch fortsetzte, haben zu folgendem Resultat geführt (Fig. 16a).



Die Prothese besteht aus einem Gerüst von leichtem Bandstahl (1 : 10 mm), das die Körperlast trägt und zugleich die Form des normalen Beines nachahmt. Der Oberschenkel besteht aus vier Stahlstreben, die oben und unten mit einem Stahlring verbunden sind. Die innere hintere Stahlstrebe steht direkt unter dem Tuber ischii.

Die genau auf den Stumpf gearbeitete Lederhülse wird in dem oberen Stahlring befestigt, der auch den Sitz trägt. Die Hülse ist durch

Fig. 16 a.



Das Stahlbein.

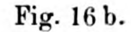
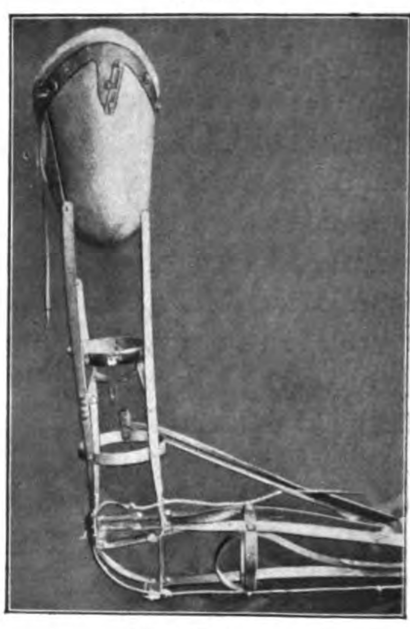


Fig. 16 b.



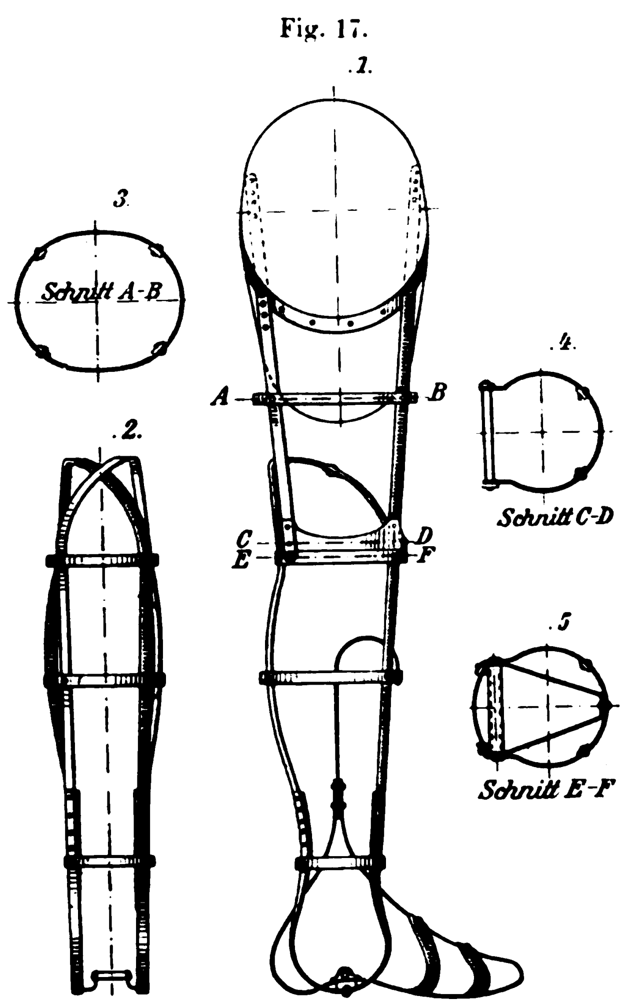
Das Stahlbein.

Schnüren-, der Stahlring durch eine Schiebevorrichtung zu verengern. Die Hülse hängt also frei im Innern des Gerüstes. Ihr Ende wird in einen Ring gefaßt, der wiederum mit den vier Streben des Gerüstes verspreizt ist. Durch die dreifache Verspreizung bekommt das leichte Gerüst eine große Festigkeit.

Ein Pendeln des Stumpfes ist nun ausgeschlossen, die Stumpfkraft wird völlig ausgenützt und eine genaue Führung der Prothese ermöglicht. Die Hülse läßt sich ohne weiteres herausnehmen und von jedem Sattler durch eine neue ersetzen. Sie kann dem Schwinden des Stumpfes beliebig folgen.

Das Kniegelenk ist dadurch gebildet, daß der untere Stahlring des Oberschenkels einem gleich großen Stahlring des ähnlich konstruierten Unterschenkels aufruht. Beide sind hinten durch ein kräftiges Achsengelenk verbunden. Die Knieachse liegt also an der Hinterseite senkrecht unter dem Tuber

Fig. 17.



Konstruktionszeichnung des Stahlbeins.

ischii! Die Form des Knies bei gebeugtem Bein ist durch eine einfache Vorrichtung gewahrt, wie Fig. 16 b zeigt.

Der Unterschenkel ist ähnlich konstruiert wie der Oberschenkel und endigt unten in einem stelzenförmigen Bogen.

Bei der Konstruktion des Fußes waren wir bestrebt, die große Standfläche der Stelze mit der natürlichen Abwicklung des federnden Fußes zu verbinden. Zwischen dem inneren und dem äußeren Schienen-



paar des Unterschenkels ist 2 cm über dem Boden ein queres Fußgelenk angebracht, um das sich der federnde Fuß bewegt. Das Gerüst des Fußes besteht aus einem kräftigen Stahlband, das in der Form des Fußlängsschnittes gebogen ist und nach oben hin in einer langen schwingenden Feder ausläuft. Das Fersenteil ist nach hinten und sohlenwärts prominent. Wird nun das Bein vorn aufgesetzt, so wird zunächst dieses Fersenteil belastet und der Fuß in Spitzfußstellung gedrückt. Dann erfolgt Auftritt und Abrollung auf den stelzenartigen Enden des Unterschenkels, die sich dabei federnd verbreitern, und endlich die weitere Abwicklung des Fußes sehr elastisch über die Spitze.

Wie man sieht, waren wir bestrebt, dem ganzen Bein von oben bis unten federnde Kraft zu geben. Es hat infolgedessen einen sehr weichen Auftritt und vermag sich Unebenheiten des Bodens leicht in jeder Richtung anzuschmiegen. Die Prothese ist sehr leicht ($4^1/_2$ Pfund), das Stahlgerüst kann mit einer dünnen Lederhülse verkleidet werden. Das Gesamtgewicht einer Prothese besagt nicht viel, es kommt vor allem auf die Verteilung des Gewichtes an. Um das Gewicht einer Prothese festzustellen, sollte man sie am proximalen Ende aufhängen und nur das distale Ende wiegen. Was von der Armprothese gesagt wurde, gilt erst recht von der Beinprothese, weil sie oft die fünffache Länge des Stumpfes hat. Die Beinprothese muß also vor allem ein leichtes Fußende haben. Diese Forderung erfüllt das Stahlbein in besonderem Maße.

Ueberraschenderweise hört man oft von Patienten, daß ihnen ein schwerer Fuß lieber ist, weil er besser pendelt, während anderen das Bein gar nicht leicht genug sein kann.

Der Grund für diese Verschiedenheit liegt darin, daß manche, vor allem Patienten mit kurzen, schlechten Stümpfen, auf eine aktive Beteiligung des Stumpfes beim Gehen von vornherein verzichten. Sie gehen in der Weise, daß sie das Becken heben und die Prothese durch ihre Schwerkraft nach vorne pendeln lassen, was natürlich um so ausgiebiger und sicherer geschieht, je schwerer die Prothese ist. Dieser „Beckengang" ist bei den Invaliden sehr beliebt, wie alles, was weniger aktive Mitwirkung verlangt. Er genügt aber nur zum Spazierengehen auf ebener Straße. Auf unebenem Terrain und für die schnellen und ungleichmäßigen Bewegungen des Arbeitslebens ist eine aktive und sichere Führung der Prothese notwendig. Daraus folgt wie bei den Armprothesen 1. die Notwendigkeit einer intensiven Stumpfmuskel-

pflege, 2. die Vermeidung jeder Gewichtsanhäufung am Ende der Prothese.

In der letzten Zeit machen wir Versuche mit einer automatischen Feststellung im Kniegelenk und beschäftigen uns bei dieser Gelegenheit mit dem Mechanismus des Einknickens.

Zwei Momente sind es, die eine Prothese zum Einknicken bringen können:

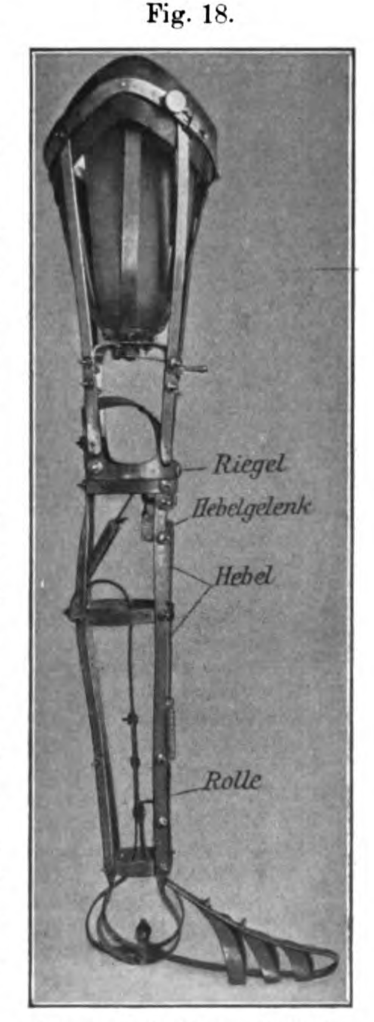
1. Belastung hinter der Knieachse;

2. Druck der Stumpfspitze gegen die Vorderwand der Oberschenkelhülse.

Die Einknickung ist immer mit Hackenfußstellung verbunden. Verhindern wir die Hackenfußstellung, so erschweren wir ein Einknicken wesentlich. Das Spiel dieser Kräfte entwickelt sich nun beim Gehen folgendermaßen:

Das Bein wird zunächst nach vorn aufgesetzt. Die Schwerlinie fällt hinter das Kniegelenk, das Einknicken wird dadurch begünstigt. Dagegen wird die Stumpfspitze an die Hinterwand der Hülse gedrückt in dem Augenblick, wo die Prothese belastet und zugleich der Körper vorwärts geschoben wird. Außerdem steht der Fuß in dieser Phase in Spitzfußstellung. Es wirken also zwei Kräfte dem Einknicken entgegen und zwar so kräftig, daß ein Einknicken in dieser Stellung trotz der ungünstigen Lage der Schwerlinie zur Knieachse nur sehr selten vorkommt.

Fig. 18.



Automatische Feststellung des Kniegelenks. Das Kniegelenk ist gesperrt, da das Bein durch Druck von oben belastet wird.

Die Körperlast wird nun nach vorn geschoben und ruht dabei auf der Prothese. Ungefähr bei vertikaler Stellung geht die Schwerlinie durch die Knieachse. Dieses Verhältnis wird also indifferent. Der Fuß steht ungefähr in Mittelstellung, wirkt also weniger als vorher gegen das Einknicken. Der Stumpf drückt weder gegen die Vorder- noch gegen die Rückwand der Hülse. Wird nun in dieser Phase durch irgend einen Zufall das Gleichgewicht beunruhigt, und berührt infolgedessen die Stumpfspitze die vordere Hülsenwand, so knickt die Pro-

these sofort ein, da keine Gegenkraft wirkt. Das wird um so leichter eintreten, je mehr der Stumpf in der Hülse pendeln kann. Neigt sich das Bein noch mehr nach vorn, so wird die Lage der Schwerlinie noch günstiger, dafür aber geht der Fuß in Hackenfußstellung (angenommen, sie sei nicht durch entsprechende Vorrichtungen verhindert) und die Stumpfspitze liegt der Vorderwand der Hülse an. Da Fußstellung und Lage der Stumpfspitze kräftiger zu wirken scheinen als die Lage der Schwerlinie, so besteht auch in dieser Stellung die Gefahr des Einknickens, bis zu dem Augenblick, wo die Körperlast auf das andere Bein übertragen wird. Dieser Vorgang wird von den Invaliden meist beschleunigt, daher der lange Schritt mit der Prothese und der kurze mit dem gesunden Bein. Wir haben also zwei Mittel, um das Einknicken zu verhindern:

Fig. 19.



Arbeitsbein mit Fuß nach Dollinger für Landwirte.

1. Die Stumpfhülse muß so exakt sitzen, daß ein Pendeln des Stumpfes unmöglich wird.

2. Die Hackenfußstellung muß verhindert werden.

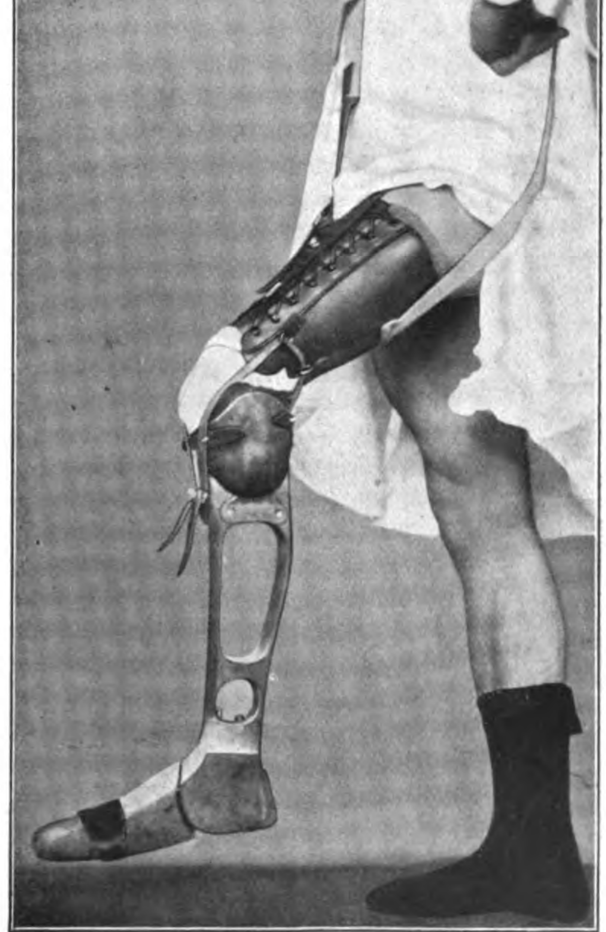
Und zwar ist weniger eine absolute Sperrung als eine allmähliche Bremsung der Dorsalflexion des Fußes empfehlenswert. Die absolute Sperrung stört die Abwicklung des Fußes, schleudert den Körper und beansprucht das Material sehr stark. Die Bremswirkung soll beginnen bei rechtwinkliger Dorsalflexion des Fußes. Diese Stellung entspricht dem ruhigen Stand auf der Prothese mit Schuh bei leicht vorwärts geneigtem Bein.

Eine automatische Feststellung des Kniegelenks muß auf Vorgängen basieren, die bei jedem Gehakt mit Regelmäßigkeit sich wiederholen. Ein solcher Vorgang ist vor allem die Belastung. Die automatische Feststellung muß eintreten, sowie die Prothese be-

lastet wird, und mit der Belastung aufhören. Sie muß also eine Bewegung ausnützen, die durch die Belastung entsteht. Wir haben folgenden Weg eingeschlagen: Der Fuß unserer Prothese steht unbelastet in leichter Spitzfußstellung und wird noch in dieser Stellung aufgesetzt. Zugleich mit der Belastung setzt auch die Dorsalflexion des Fußes ein, die bis zur Abrollung des Fußes andauert. Wenn die Belastung aufhört, geht der Fuß in Spitzfußstellung zurück. Diese Bewegung haben wir benutzt. (Fig. 18, automatische Feststellung.)

Fig. 20 a.





Drehbarer Fuß aus unserer Werkstätte nach Habermann (ohne Verkleidung).

Die lange Feder am Innern des Unterschenkels begleitet die Dorsalflexion des Fußes mit einer schwingenden Bewegung nach rückwärts. Dabei wird an einer einfachen Uebertragung ein Zug ausgeübt, der eine Sperrvorrichtung gegen das Kniegelenk drückt. Das Knie ist also gesperrt, sobald der Fuß dorsalflektiert wird, d. h. in vertikaler und leicht vorgeneigter Stellung des Beins, die wir als die gefährlichsten Stellungen kennen gelernt haben.

Ich möchte das Stahlbein ein Arbeitsbein nennen. Ich glaube, daß es zweckmäßig wäre, auch bei den Beinprothesen ein Arbeitsbein und ein Schönheitsbein zu unterscheiden, wie bei den Armprothesen.

Es ist diese Unterscheidung bereits an vielen Orten üblich, jedoch oft in anderem Sinne, wie wir es bei den Armprothesen gewöhnt sind und wie es auch den praktischen Bedürfnissen entspricht. Es wird

vielfach neben dem eigentlichen Kunstbein, das dem Schönheitsarm entspricht, ein zweites Bein „in einfacher Ausführung“ gegeben, das dann als Arbeitsbein angesprochen wird.

Sofern sich die Einfachheit nur auf die äußere Form bezieht, ist dagegen nichts einzuwenden. Wohl aber, wenn Einfachheit mit Minderwertigkeit verwechselt wird. Das Arbeitsbein soll größte Leistungsfähigkeit und größte Dauerhaftigkeit besitzen. Es soll den speziellen Berufsbedürfnissen des einzelnen angepaßt sein, wie der Arbeitsarm. Wenn sich die Erfüllung dieser Forderungen nicht mit äußerer Eleganz vereinigen läßt, so muß diese — wie bei dem Arbeitsarm — zurückgesetzt werden. Nur insofern darf das Arbeitsbein einfacher sein. Alle Versuche, die sich in der anderen, gekennzeichneten Richtung bewegten, sind bisher fehlgeschlagen, haben Enttäuschungen und statt Ersparnissen große Kosten verursacht.

Fig. 20 b.



Drehbarer Fuß aus unserer Werkstätte nach Habermann (ohne Verkleidung).

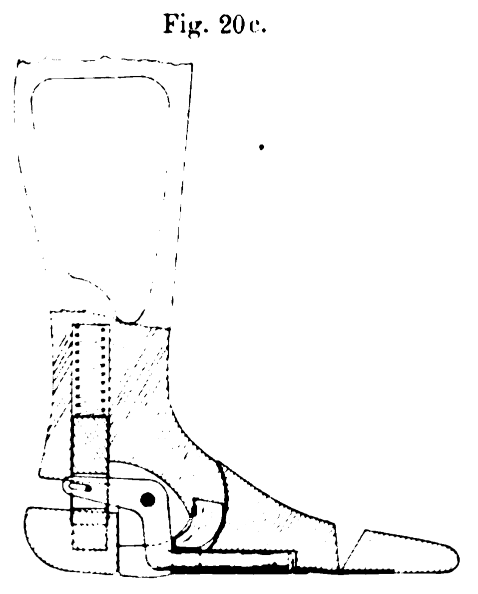
Wenn gespart werden soll, dann lieber beim Kunstbein! Es gilt das vor allem für das Arbeitsbein des Landwirts. Da sich herausstellte, daß die federnden Kunstfüße den Anforderungen des natürlichen Bodens nicht gewachsen waren, wird den Landwirten vorwiegend der einfache Stelzfuß als Arbeitsbein gegeben, besonders da Aeußerungen von amputierten Landwirten bekannt sind, daß ihnen das Stelzbein lieber sei als das Kunstbein. Nun hat aber auch das Stelzbein für den Landwirt große Mängel und wenn man diese Aeußerungen bedenkt, so bedeuten sie doch nur, daß das Kunstbein wegen seines Gewichtes und seiner geringen Dauerhaftigkeit noch



weniger geeignet ist als das Stelzbein. Das Stelzbein hat vor allem den Nachteil, daß es im weichen Boden einsinkt. Wir geben daher für Landwirte einen ungelenkigen kurzen Holzfuß von der Form, die Dollinger für seine landwirtschaftlichen Invaliden ausgearbeitet hat. Die Landwirte sind zufrieden damit, doch ist die endgültige Lösung damit wohl noch nicht erreicht (Fig. 19).

Anschließend will ich die Konstruktion eines Fußes mit Rotationsmöglichkeit im Vorderfuß bekannt geben, die Mechaniker Habermann in unserer Werkstätte ausgearbeitet hat. Es ist dies ein altes vielumstrittenes Problem. Frühere Versuche, am Fußgelenk auch seitliche Bewegungen anzubringen, haben offenbar keine befriedigenden Resultate gehabt. Denn während dieses Krieges hat man fast nichts davon gehört. Der Habermannsche Fuß lehnt sich den Prinzipien des Fußes am Stahlbein an. Der Unterschenkel endigt stelzenartig und ist am Ende in sagittaler Richtung geschlitzt. In diesem Schlitz ist die Längsachse des Fußgelenkes angebracht und kann um dieses Gelenk als zweiarmiger Hebel dorsalwärts und plantarwärts schwingen.

Fig. 20c.



Künstlicher Fuß mit drehbarem Vorderfuß nach Habermann (ohne Verkleidung).

Am hinteren Ende ist die hölzerne Ferse angebracht; sie ist wie beim Stahlbein nach hinten und sohlenwärts prominent. Am vorderen Ende sitzt der Vorfuß, er ist um die Längsachse drehbar (Fig. 20, ohne Verkleidung).

Die Konstruktion zeichnet sich durch natürlichen Gang und weichen Auftritt aus. Unebenheiten des Bodens schmiegt sich der Vorfuß durch Pronation und Supination völlig an.

Aus der Fig. 20 ist zu ersehen, daß wir auch ganz kurze Unterschenkelstümpfe aktiv ausnützen und es womöglich vermeiden, diese Patienten auf abgebogenem Knie gehen zu lassen. Die Vorbedingung ist eine völlige Kongruenz der Kniebeugung des Stumpfes mit der der Prothese. Das läßt sich mit den üblichen Stahlgelenken nicht erreichen. In den wenigsten Fällen läßt sich bei Verwendung solcher

Gelenke ein Abhebeln der Prothese bei Kniebeugung vermeiden. Die völlige Kongruenz erreichen wir entweder durch Doppelgelenke, von denen das eine an der Knieachse, das andere ca. 20 cm höher sitzt, oder unter Verzicht auf Stahlschienen durch eine Riemenführung. Der abgebildete Fall (Fig. 20) hat eine solche Befestigung. Er geht völlig sicher und kann sein Bein aktiv beugen und strecken ohne

Fig. 20d.



die geringste Verschiebung der Prothese. Dieses Resultat rechtfertigt wohl unser Bestreben, auch die kleinsten Stümpfe noch auszunützen.

Ich muß mir versagen, noch weiteres zu berichten und mir für ein nächstes Heft noch eine ganze Reihe von Konstruktionen, vor allem auch die Arbeitsvorrichtungen für verstümmelte Hände und manches andere aufsparen. Der Leser dieser Arbeit wird den Eindruck des Stückwerks bekommen. Es ist noch nichts abgeschlossen und soll es auch nicht sein. Ich bin zufrieden, wenn er daneben auch den Eindruck gewinnt, daß in München gearbeitet wird.

VIII.

Die Kasseler Werkstätte für Gliederersatz und die Ergebnisse ihrer Arbeit.

Von

Dr. **Adolf Alsberg,**

Oberstabsarzt d. L., beratender Orthopäde.

Mit 9 Abbildungen.

Wer heute über Lazarettwerkstätten und Prothesen berichten will, läuft Gefahr, Dinge zu erzählen, die teils schon von anderer Seite beschrieben wurden, teils aber, auch ohne veröffentlicht zu sein, an vielen Orten in annähernd gleicher Weise gehandhabt werden. Ich kann nun weder mit grundlegenden Neuerungen aufwarten, noch mich auf Riesenzahlen berufen, wie sie uns aus den Berichten der großen Sammelstellen entgegenspringen. Wenn ich es trotzdem versuche, hier die Erfahrungen niederzulegen, die sich mir aus einer jetzt $1^1/_2$jährigen Arbeit im Interesse der Versorgung unserer Verwundeten mit Ersatzgliedern und orthopädischen Hilfsmitteln ergeben haben, so tue ich das aus zwei verschiedenen Gründen. Einmal, weil sich unsere Arbeitsweise bis jetzt in medizinischer und sozialer Hinsicht durchaus bewährt hat, und zum anderen, weil ich beim Besuch auswärtiger, den Lazaretten angegliederter Bandagenwerkstätten keine gesehen habe, die in gleicher Weise auf dem Zusammenwirken der bürgerlichen Kriegsbeschädigtenfürsorge mit den Dienststellen der Heeresverwaltung aufgebaut ist.

Um diesen Aufbau zu verstehen, muß man zunächst einen Blick auf die Verhältnisse werfen, wie sie vor Einrichtung unserer Werkstatt in Kassel bestanden. Von den hier ansässigen drei selbständigen Orthopädiemechanikern, die wirklich imstande waren, eigene Arbeit zu liefern, war in der ersten Kriegszeit einer gestorben, die beiden anderen litten an Gehilfenmangel. Die Folge war, daß bei dem sich bereits häufenden Amputiertenmaterial eine erhebliche Stockung in der Ersatzglieder-

beschaffung eingetreten war, die Leute oft monatelang auf die Fertigstellung warten und die Zeit untätig im Lazarett verbringen mußten. Mein erster Versuch, die selbständigen Handwerksmeister unter etwaiger Hinzuziehung weiterer Hilfskräfte zu gemeinschaftlicher Arbeit in einer Werkstätte zu veranlassen, mißlang. Es handelte sich deshalb um die Aufgabe, eine neue Werkstatt zu gründen, ohne das Handwerk in seinen berechtigten Ansprüchen zu beeinträchtigen. Nachdem es durch Vermittlung des stellvertretenden Generalkommandos gelungen war, einen mir bekannten, tüchtigen Orthopädiemechaniker aus dem Felde zurückzuberufen, übernahm der Ausschuß für Kriegsbeschädigtenfürsorge, der in dankenswerter Weise auf meine Vorschläge einging, die Einrichtung einer eigenen Werkstätte, deren Betrieb in bezug auf das gesamte Rechnungswesen, die Beschaffung der Rohmaterialien und die Preisstellung der Handwerkskammer unterstellt wurde. Die Vergebung der zu liefernden Ersatzglieder und orthopädischen Hilfsmittel wurde vom Sanitätsamt in meine Hände gelegt und wird derart gehandhabt, daß jeder der hiesigen selbständigen Orthopädiemechaniker auf seinen Wunsch jederzeit Aufträge bekommen kann unter der Voraussetzung, daß er die Arbeit alsbald beginnt und auch in angemessener Zeit abliefert; alle übrigen Arbeiten — es ist naturgemäß die bei weitem überwiegende Zahl — werden der Werkstatt übertragen.

Die Oberleitung der Werkstatt zerfällt in einen technisch-verwaltungsmäßigen und einen ärztlichen Teil. Die technische Leitung übernahm ehrenamtlich der Direktor der Kgl. Kunstgewerbeschule, Herr Professor Dr. Lüer, und ich möchte gleich an dieser Stelle betonen, daß wir ihm für seine tatkräftige fachmännische Unterstützung gar nicht dankbar genug sein können. Er stellte sofort die notwendigen Räume in der Kunstgewerbeschule zur Verfügung, erlaubte uns die Benutzung der vorhandenen Metallbearbeitungswerkstatt und fand immer neue Möglichkeiten, als das Unternehmen aus den kleinsten Anfängen herauswuchs und damit mehr und mehr Raum beanspruchte.

Die erste große Schwierigkeit bot die Beschaffung der Arbeitskräfte. Mehrfache Anfragen in den Lazaretten und Genesungskompanien nach Orthopädiemechanikern, die nicht mehr kriegsverwendungsfähig waren, blieben erfolglos. Da begannen wir denn frisch mit der Ausbildung von entsprechenden Lazarettinsassen, die in ihrem bürgerlichen Beruf mit Stahl- und Lederarbeiten irgendwelcher Art zu tun hatten, oder auch mit solchen Kriegsbeschädigten, die auf diesen Beruf umlernen wollten. So gaben wir der Werkstatt den doppelten



Zweck der nutzbringenden Arbeit und der Ausbildung für einen neuen Lebensberuf. Wir haben dabei neben vieler Freude auch einige Enttäuschungen erlebt, aber ohne die wird wohl niemand in der Berufserziehung Kriegsbeschädigter davonkommen. Auch den neuerdings von der Medizinalabteilung entschieden vertretenen Standpunkt der Bezahlung haben wir von Anfang eingenommen, freilich bezüglich der Lohnhöhe nicht in dem Umfang, wie es jetzt verlangt wird. Die in der Zeiteinheit geleistete Arbeit ist doch erheblich geringer als bei freien angestellten Facharbeitern, so daß bei einer Bezahlung nach normalen Stundenlöhnen der Preis der gelieferten Ware zu hoch wurde. Man braucht auch meines Erachtens bei der Entlohnung die Tatsache nicht außer acht zu lassen, daß die Arbeiter neben den gezahlten Vergütungen noch ihre Löhnung und freie Verpflegung haben. Eine vermehrte Arbeitsfreudigkeit und entsprechend höhere Leistung kann ich mir von der Erhöhung der Stundenvergütung, die bei 8stündiger Arbeitszeit augenblicklich 20 Pfennig beträgt, nicht versprechen. Die Sachlage wäre natürlich anders, wenn man Stücklöhne zahlen könnte, ein Verfahren, das wir wenigstens für einen Teil der herzustellenden Gegenstände voraussichtlich in Kürze einführen werden[1]). Als Weihnachtsgabe erhalten die Arbeiter einen nach der Länge ihrer Arbeitszeit abgestuften Geldbetrag.

Bei den unter den obwaltenden Verhältnissen zu überwindenden Schwierigkeiten dauerte es eine gewisse Zeit, bis die Werkstatt so weit eingerichtet war, daß sie brauchbare Arbeit liefern konnte. Anfang September 1915 konnte sie mit 6 Arbeitern beginnen, jetzt sind 25 Stahl- und Lederarbeiter beschäftigt, und dazu wird noch die Hilfe der Holzbearbeitungswerkstatt für die Herstellung der Kniegelenks- und Fußteile für das einfache Kunstbein und der alten Metallwerkstatt für Schmiedearbeiten und grobe Stahlbearbeitung in Anspruch genommen. Es sind in den ersten 14 Monaten im ganzen 511 Ersatzglieder und Apparate abgeliefert worden, von denen 169 auf die ersten 7 Monate, 342 auf die folgenden 7 Monate kommen. Ein Vergleich dieser beiden Zahlen beweist das Wachsen der Leistungsfähigkeit. Bei der Betrachtung des erzielten Geldgewinns von 4000 Mark ist zu bedenken, daß wir für Miete und Heizung nichts zu zahlen haben, und

[1]) **Anmerkung bei der Korrektur:** Inzwischen ist der Versuch mit Stücklöhnen gemacht, aber auf eigenen Wunsch der Arbeiter wieder aufgegeben worden. Dafür ist ein genau abgestuftes Prämiensystem neben der Stundenvergütung eingeführt worden.



daß die gesamte Einrichtung vom Ausschuß für Kriegsbeschädigtenfürsorge gestellt worden ist. Der Betriebsüberschuß wird der demnächst zu eröffnenden Heilstätte Lindenberg zugute kommen, die für Berufsausbildung Kriegsbeschädigter errichtet worden ist.

Die Werkstatt befindet sich — ebenso wie die anderen Lazarettwerkstätten — in engem räumlichen Zusammenhang mit der Lazarettabteilung Baugewerkschule, die als Sammellazarett für Amputierte und sonstige im Gebrauch ihrer Gliedmaßen schwer behinderte Kriegsbeschädigte dient. Hier finden auch an jedem Donnerstag die sog. Prothesentage statt, an denen alle im Laufe der vorhergehenden Woche in Kassel fertiggestellten Prothesen und Apparate in Gegenwart der Orthopädiemechaniker einem Ausschuß von sachverständigen Aerzten und Technikern zur Begutachtung vorgeführt werden. Dabei findet ein Austausch von Ansichten nicht nur zwischen den Begutachtern, sondern auch zwischen diesen und den Patienten statt, da wir es uns zum Grundsatz gemacht haben, stets auch die Ansichten der Patienten über die Zweckmäßigkeit der ihnen gelieferten Apparate zu hören. Daß bei dieser günstigen Gelegenheit auf schwankende Gemüter auch im Sinne einer Berufsberatung eingewirkt wird, ist selbstverständlich. So erfüllen diese Prothesentage gleichzeitig noch einen sozialen Zweck und lohnen reichlich die auf sie verwandte Zeit und Mühe.

Wenn ich nunmehr zu den Erfahrungen übergehe, die wir mit den hier angefertigten Ersatzgliedern und sonstigen orthopädischen Hilfsapparaten gemacht haben, so möchte ich gleich auf den vielleicht zu erhebenden Vorwurf antworten, daß wir viele recht beherzigenswerte Vorschläge zur Verbesserung der Ersatzglieder unberücksichtigt gelassen haben. Manches davon haben wir geprüft und wieder verworfen, manches auch gar nicht praktisch erprobt, weil wir die Uebelstände nicht empfunden haben, die durch die Verbesserung abgestellt werden sollten, und manches mag uns schließlich auch im Drange der täglichen Arbeit entgangen sein. Unser Hauptbestreben war, möglichst dauerhafte und technisch einwandfreie Arbeit zu liefern und uns durch theoretische Bedenken in unserer praktischen Tätigkeit nicht zu sehr beeinflussen zu lassen. Es führen auch in der Frage des Prothesenbaues viele Wege ans Ziel, und es ist sicher falsch, hier auf Grund der Erfahrung an wenigen Fällen zu verallgemeinern. Wissen wir doch, daß beispielsweise völlig gleichartig Amputierte, die mit den gleichen, gut sitzenden Ersatzgliedern versehen sind, oft ganz verschiedenartig

gehen. Dabei spielt nicht nur die persönliche Geschicklichkeit, sondern auch die erste Anleitung beim Gebrauch eine große Rolle. Wir haben bisher aus Mangel an entsprechendem Uebungsraum unsere Beinamputierten einzeln im Gebrauch ihrer Ersatzglieder unterwiesen, sind aber, obwohl wir damit im ganzen keine schlechten Erfahrungen gemacht haben, jetzt doch im Begriff, zu dem auch in anderen Lazaretten eingeführten System gemeinschaftlicher Uebungen auf Laufbahnen mit Hindernissen usw. überzugehen. Die Armamputierten und die ihnen gleichzustellenden Leute mit Arbeitshilfen an völlig versteiften oder gelähmten oberen Gliedmaßen lassen wir ohne Rücksicht auf ihren späteren Beruf nur zu Uebungszwecken in der Holzbearbeitungs- oder Metallwerkstätte arbeiten. Wir haben da oft erhebliche Widerstände zu überwinden, da die Beschädigten trotz immer wiederholter Aufklärung bisweilen den Zweck dieser Uebung nicht einsehen wollen. Man darf aber in solchen Fällen nicht locker lassen, sondern die Leute trotz aller von ihnen vorgebrachten Ausflüchte (in sicherer Aussicht stehende Anstellungen usw.) nicht eher aus der Behandlung entlassen, bis man die Ueberzeugung gewonnen hat, daß sie sich mit den Ersatzgliedern auch wirklich helfen können. Im anderen Falle werden die traurigen Erfahrungen, die Horion bei seiner Statistik in der Rheinprovinz gemacht hat, auch an anderen Orten die Regel bilden. Daß gelegentlich auch recht gut gemeinte Bestrebungen, wenn sie schematisch durchgeführt werden, unsere wohlbedachten Absichten in dieser Hinsicht durchkreuzen können, beweist ein charakteristischer Fall, den ich kurz berichten möchte. Ein Mann, früherer Eisenbahnarbeiter, hatte infolge eines Plexusschusses eine völlige schlaffe Lähmung der rechten oberen Gliedmaße, vom Schultergelenk abwärts, davongetragen. Eine ausgedehnte, von einwandfreier Seite vorgenommene Nervenoperation war ohne jeden Erfolg geblieben, die völlig anästhetische Hand war dauernd ödematös geschwollen, blaurot gefärbt und mit trophischen Geschwüren bedeckt, die ganze Gliedmaße nur ein unnützes Anhängsel. Der Patient ging auf meinen Heilplan ein, unterzog sich zwei immerhin doch ziemlich eingreifenden Operationen, einer Arthrodese des Schultergelenks und einer Amputation der Hand, um dann mit einer Kombination von Hülsenapparat mit feststellbarem Ellbogen und einem Arbeitshandgelenk wieder etwas Nutzen von seinem Arm haben zu können. Als er glücklich so weit war, mußte ich ihn vor ausreichender Erlernung des Gebrauchs seiner Prothese entlassen, weil die gesondert arbeitende Kriegsbeschädigtenfürsorge der für den

Verletzten zuständigen Eisenbahndirektion auf Grund eines ihr zuerkannten Rechtes verlangte, den Beschädigten in ihren eigenen Lehrwerkstätten anlernen zu dürfen. Hier waren natürlich die Absichten, die mich bei meinem Heilplan geleitet hatten, unbekannt und der Erfolg war, daß ich nicht allzulange Zeit nachher den Mann ohne seine Prothese auf der Straße traf. Er war eben von dem Nutzen nicht genügend überzeugt worden und hatte sich so den beiden erheblichen Eingriffen ganz umsonst unterzogen. Ich halte es daher für unbedingt notwendig, daß die Einführung in den Gebrauch einer Prothese von dem sachverständigen Arzt beaufsichtigt wird, der sie beschafft hat.

Ich will nun kurz auf die Grundsätze eingehen, die sich uns bei der Ausstattung der Beinamputierten mit Ersatzgliedern herausgebildet haben. Zunächst werden bei uns die neuerdings unter dem Sammelnamen des „Lazarettbeines" oder besser „Uebungsbeins" zusammengefaßten Apparate, wie Gipsstelzen, Behelfsbeine nach Hoeftman oder Spitzy u. a. m., in geringerem Umfang angewendet, als es in anderen Lazaretten der Fall ist oder vielleicht auch nur zu sein scheint. Denn ich muß sagen, daß es zu den größten Seltenheiten gehört, wenn sich einmal unter den zahlreichen, mit schon fast völlig geheilten und prothesenreifen Stümpfen zu uns kommenden Amputierten einmal einer mit einem Uebungsbein irgendwelcher Art befindet. Das erweckt in mir den Verdacht, daß die Anwendung des Uebungsbeines doch nicht so allgemein durchgeführt wird, wie man das gewöhnlich annimmt. Der Grund, der es bei uns zur Ausnahme macht, liegt darin, daß ich mich des Eindrucks nicht habe erwehren können, die Heilung der doch anfangs oft recht übel aussehenden Amputationswunden werde durch das frühzeitige Umherstelzen mit einem Uebungsbein nicht gefördert. Eine etwas verlängerte Bettruhe, verbunden mit vernünftiger Stumpfpflege, scheint mir günstiger zu wirken. Direkt schädlich wirken aber die Uebungsbeine in den Fällen, bei denen außer der Wunde am Stumpfende noch allerlei kleine, von Gegenöffnungen, Abszessen usw. herrührende Wunden an den Seiten vorhanden sind, die dann an den Gipshülsen, Seitenschienen oder Befestigungsringen Reibungsflächen finden können. Ist aber die Wundheilung erst so weit vorgeschritten, daß man ohne Furcht vor einer wesentlichen Verzögerung der endgültigen Heilung ein Uebungsbein anlegen kann, so ist auch in der Mehrzahl der Fälle bereits für das Tragen des gleich zu beschreibenden einfachen ersten Kunstbeines der Zeitpunkt gegeben.

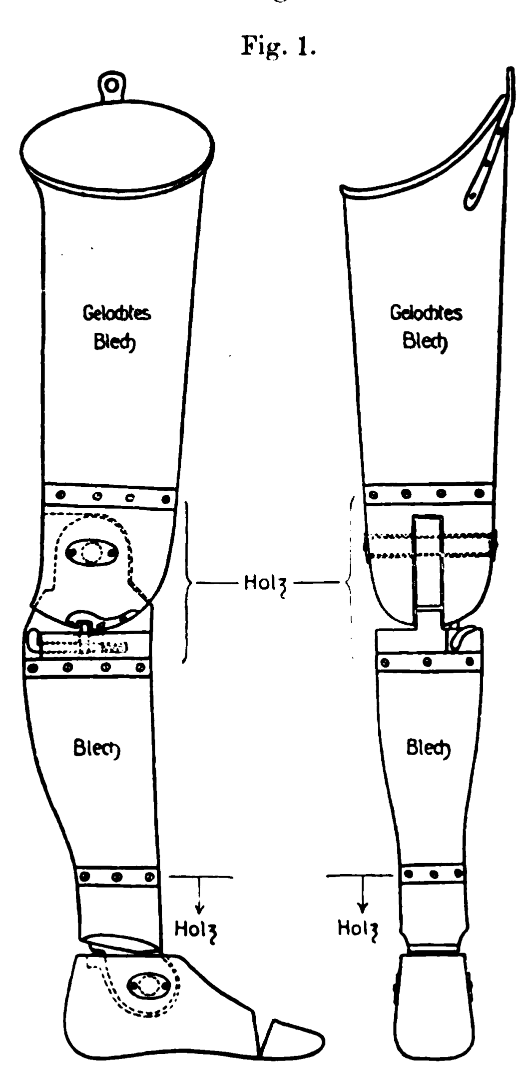
Grundsätzlich verwenden wir natürlich Hoeftmansche Uebungsbeine bei allen doppelseitig Amputierten, um sie allmählich auf ihre normale Größe zu bringen. Sonst kommen die einfacheren Behelfe in der Hauptsache für solche Amputierte in Betracht, die noch stark absondernde Wunden am Stumpfende haben, oder denen wir aus äußeren Gründen — Verlegung in die Heimat — das erste Kunstbein hier nicht geben dürfen.

In fast allen anderen Fällen geben wir gleich ohne Rücksicht auf die Zeit, die seit der Absetzung vergangen ist, einen Beinersatz, den wir entsprechend den Materialien, aus denen er hergestellt ist, als Blechholzbein bezeichnen. Die Anregung dazu erhielten wir durch das Vorgehen Silbersteins, dessen von ihm veröffentlichte einfache Prothese wir unter Verwendung der aus Nürnberg bezogenen Holzteile zunächst in einer Reihe von Fällen benutzten, bis sich einige Uebelstände herausstellten, die wir abzustellen suchten. Sie lagen, abgesehen von einer gewissen Mangelhaftigkeit des Holzmaterials, vor allem in der Schwierigkeit, eine einfache Feststellung für das Kniegelenk anzubringen. Außerdem waren die Gelenkachsen nicht genügend gegeneinander verlagert, so daß Stand und Gang nicht so sicher waren, wie man das verlangen mußte. Als Material für die Oberschenkelhülse und die Verbindungshülse zwischen Knie und Fußteil wählten wir 0.6 mm starkes Weißblech, weil es dauerhaft, nicht zu schwer und voraussichtlich auch in Kriegszeiten stets zu haben ist. Man kann natürlich auch beliebig andere Stoffe verwenden (Fig. 1 u. 2). Kniegelenk- und Fußteile werden in größeren Mengen auf Vorrat in unserer Holzbearbeitungswerkstatt aus gutem Lindenholz hergestellt, und es verdient vielleicht bei dieser Gelegenheit Erwähnung, daß die Füße augenblicklich aus dem rohen Holzstollen bis zur Politur von einem kriegsbeschädigten Schreiner angefertigt werden, dem der rechte Arm oberhalb des Ellbogens abgesetzt ist. Die einfache Bauart der Gelenkteile ist aus den Abbildungen ohne weiteres zu ersehen. Die vollkommen zuverlässige Kniefeststellung besteht aus einem im Unterschenkelteil liegenden einfachen Riegel, dessen Umlegehebel durch die Hose hindurch bedient werden kann. Er greift beim Umlegen in eine durch eine Metallplatte gesicherte Aussparung im Oberschenkelteil des Kniegelenks ein. Die Form dieses Oberschenkelteils gewährleistet ein unauffälliges Aussehen beim Sitzen. Beim Fußgelenk legen wir besonderen Wert darauf, die Gelenkachse möglichst weit nach vorn zu bringen, ohne dabei das Tragen eines gewöhnlichen Kaufstiefels durch zu starkes



Vorspringen des Fersenteils unmöglich zu machen. Wir erreichen das durch eine aus der Abbildung erkennbare besondere Form des Fußgelenkanteils vom Unterschenkel. Die Gelenkbolzen bestehen aus Stahlrohr, die Holzlager werden mit Metall ausgebuchst. Eine Spiralfeder hält den Riegel der Kniefeststellung in seiner Lage, eine weitere Spirale liegt zwischen Unterschenkel und Fersenteil des Fußes. Alle Stellen, an denen Holz auf Holz schlägt, werden mit Filz belegt und seit einiger Zeit fügen wir auch in den Auftrittsteil der Ferse ein Stück Blockfilz ein, um den Gang noch weicher zu machen. Die Oberschenkelhülse wird zum Zweck besserer Ausdünstungsmöglichkeit gelocht und an den Stellen, an welchen sie durch Schrauben und die Beckenverbindung gelegentlich stärker beansprucht wird, durch ein aufgelötetes Blechstück verdoppelt. Die Hülse wird nicht nach einem Gipsabguß, sondern nach genauem Maß hergestellt, da das Material zu spröde ist, um allen Feinheiten einer Gipsform angepaßt zu werden. Das würde ja auch für den vorliegenden Fall unnötige Mühe sein, da die Form des Stumpfes meist schon nach einigen Tagen etwas verändert ist. Es besteht jedoch kein Hinderungsgrund, in die äußere Blechhülse eine nach einem Gipsabguß gefertigte innere Hülse aus anderem Material einzusetzen, wenn die Stumpfveränderungen zum Abschluß gekommen sind. Gewöhnlich aber haben sich dann die Amputierten an die gut dem Sitzknorren und der hinteren und inneren oberen Stumpffläche angepaßte obere Stützfläche sowie die das Stumpfende tragenden Stützpolster derart gewöhnt, daß eine besondere Innenhülse nicht

Fig. 1.



gewünscht wird. Die Blechhülse wird innen mit weichem Moleskin ausgefüttert, der an empfindlichen Stellen mit Filz unterlegt wird. Wenn sich der Stumpf im Gebrauch so weit zurückgebildet hat, daß die Hülse zu weit geworden ist, wird sie durch Herausnahme eines Blechstreifens verengert oder auch ganz erneuert, was bei der Billigkeit des Materials ohne wesentliche Unkosten vor sich geht. Die ganze Herstellung eines solchen Blechholzbeins kann, da die Holzteile stets vorrätig sind, in 1—2 Tagen geschehen.

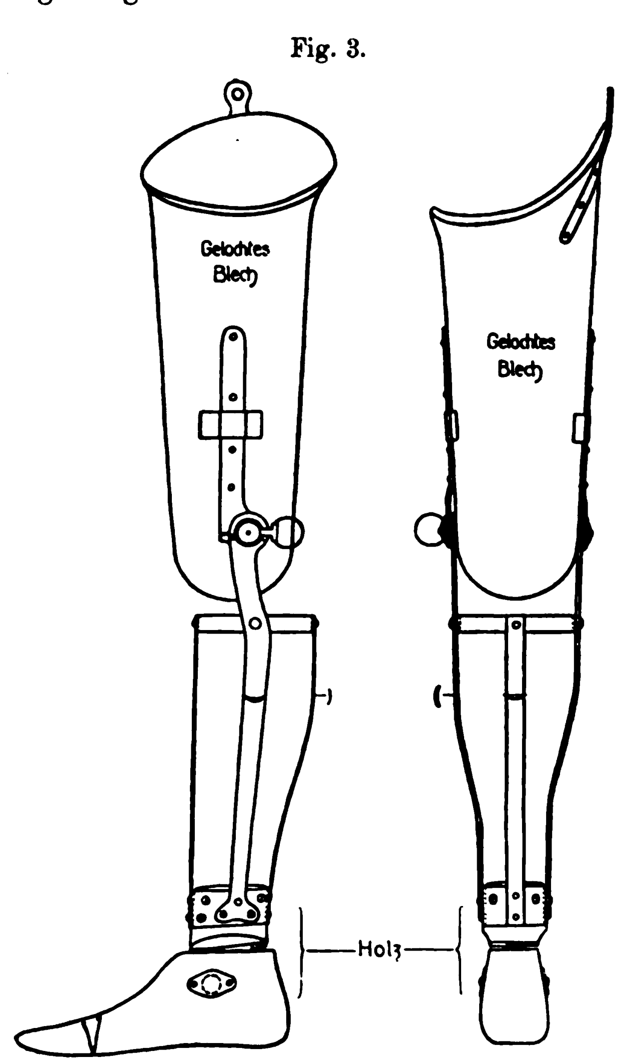
Fig. 2.



Die Beckenbefestigung erfolgt je nach der Länge des Stumpfes durch einen einfachen Beckenring oder einen Hessingkorb, die Verbindung zwischen der Befestigung und der Oberschenkelhülse durch ein Scharniergelenk, bisweilen auch durch einen Riemen und neuerdings durch ein Doppelringgelenk, d. h. zwei ineinandergreifende Ringösen. An der Innenseite zieht vom Beckenring zur Hülse ein Rollbändchen oder auch vorn und hinten je ein Schnallgurt. Ein von der Schulter bzw. vom Hessingkorb über das Knie zum Unterschenkel verlaufender Schwungriemen sorgt für beschleunigte Vorschwingung des Unterschenkels beim Gehen. Er soll nur leicht angespannt sein, wird aber gelegentlich von den Amputierten zu fest geschnallt und verliert dadurch einen Teil seiner Wirkung. Die Neigung, den Schwungriemen als Schultertraggurt zu benutzen, ist leider trotz aller Belehrungen nicht ganz aus der Welt zu schaffen. Eine Schulterbefestigung in Hosenträgerform geben wir nur in den Fällen, in denen wir den Beckenring ganz aus weichem Material herstellen. Sonst halten wir sie für gänzlich überflüssig, weil sie ja nur bei völliger Streckstellung im Hüftgelenk wirklich gespannt ist und dann eine Sicherung bieten kann. Den Beckenring haben wir anfangs fast ganz aus Blech gemacht, das mit Leder überzogen wird. Häufig vorkommende Brüche an ganz typischen Stellen haben uns aber belehrt, daß der starre Gürtel unzweckmäßig ist, und uns veranlaßt, zu

einem halbstarren System überzugehen. Seitdem kommen die Brüche nicht mehr vor. In vielen Fällen genügt aber auch der unstarre Gürtel, der dann mit der oben erwähnten hosenträgerartigen Schulterbefestigung verbunden sein muß. Bei kurzem Stumpf wird der Hessingkorb angefertigt. Er ist ohne Zweifel theoretisch die beste Beckenbefestigung, verlangt aber genaueste Anpassung. Gelegentlich wird er jedoch nicht vertragen, nämlich dann, wenn infolge ausgedehnter Eiterungen und Decubitalgeschwüre flächenhafte, mit dem Kreuzbein und dem Darmbeinkamm verwachsene, empfindliche Narben vorhanden sind. In einigen dieser Fälle sahen wir dann zu unserer Ueberraschung, daß auch bei ganz kurzem Oberschenkelstumpf der einfache Beckenring ausreichende Festigkeit geben kann. Wir haben deshalb bei diesem einfachen Kunstbein die Anfertigung des Hessingkorbes mehr eingeschränkt. Das Gewicht des fertigen Beines beträgt 3200 g. Es wird der Militärverwaltung zum Preise von 75,— Mark geliefert, also billiger wie ein Stelzfuß mit beweglichem Kniegelenk. Die mit zunehmender Formveränderung des Stumpfes notwendigen Abänderungen bzw. Erneuerungen der Oberschenkelhülse werden nicht besonders berechnet. Das Bein hat sich in seiner jetzigen Form, in der wir es seit etwa 10 Monaten herstellen, durchaus bewährt. Der Gang ist nicht schlechter als bei einem beliebigen anderen Kunstbein, die gute Brauchbarkeit bei

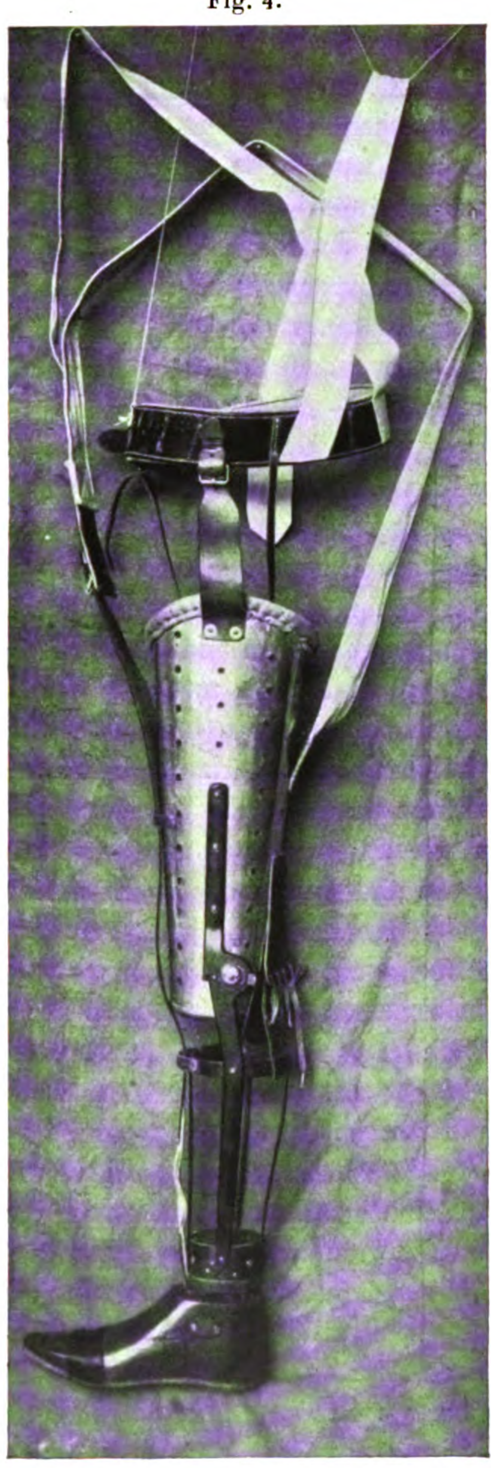
Fig. 3.



Werkstattarbeit und landwirtschaftlicher Beschäftigung in zahlreichen Fällen erprobt. Etwa notwendige Ausbesserungen sind leicht vorzunehmen.

Für Kniegelenksexartikulation, Gritti und andere Amputationen im untersten Oberschenkelteil läßt sich das Kunstbein in seiner bisher beschriebenen Art nicht verwenden, da das Holzkniegelenk mit seinem massiven Oberschenkelanteil zur Stumpflänge hinzukommen und dadurch das ganze Gelenk nach unten verlagern würde. Wir mußten für diese Fälle zu einer anderen Gelenkkonstruktion übergehen, die sich ohne Verwendung von Seitenschienen nicht verwirklichen ließ (Fig. 3 u. 4). Der Oberschenkel besteht aus einer 0,6 mm starken, gelochten Weißblechhülse, die an ihrem unteren Ende der Knieform entsprechend gearbeitet ist. Zwei kräftige Seitenschienenpaare tragen in Höhe der normalen Gelenkachse ein doppelt gefrästes Gelenk, das durch eine Sperrfeder in Streckstellung festgestellt werden kann. Die im Profil halbrund gehaltenen Unterschenkelschienen sind in Höhe des Gelenkspalts so abgerichtet, daß ein nach vorn offener stumpfer Winkel entsteht (Ueberstreckung!) und enden am Holzfuß, der ganz ebenso gebaut ist wie bei dem erst beschriebenen Bein. In Höhe der Abrichtungsstelle ist ein dem Umfang des Unterschenkels entsprechender

Fig. 4.





gedrehter Stahlring eingefügt, von dem ein vorderer gerader und ein hinterer, der Wadenform entsprechender Bandstahlstreifen zum Fußteil hinziehen. Hierdurch wird der gute Fall des Hosenbeins vollkommen ausreichend gewährleistet, so daß jede weitere Umhüllung fortgelassen werden kann. Die Befestigung am Körper geschieht in der gewohnten Weise durch einen Beckengurt. Die Abänderung der Oberschenkelhülse bei zunehmender Stumpfveränderung wird ebenfalls in derselben Weise vorgenommen, wie bei dem anderen Bein. Das Kunstbein für langen Stumpf wiegt knapp 3000 g und hat bisher noch keinerlei Veranlassung zu irgendwelchen Beanstandungen gegeben. Der Preis beträgt 90,— Mark.

Auch bei Amputation im Unterschenkel haben wir nach denselben Grundsätzen ein einfaches Kunstbein angefertigt. Der Unterschenkel ist im wesentlichen ebenso gebaut wie der zuletzt beschriebene und durch ein einfaches Gelenk mit zwei kurzen Oberschenkelschienen verbunden, die mit gut anmodellierten Aufhängepelotten nach Dollinger versehen sind. Die Befestigung geschieht durch flachgepolsterte hintere Halbringe und vordere Schnallriemen. Etwas unterhalb des freien Stumpfendes befindet sich eine hohlgehämmerte Metallplatte, die je nach der Stützfähigkeit des Stumpfes mit Polstern verschiedener Stärke belegt wird. Wenn die Formveränderungen des Stumpfes zum Abschluß gekommen sind, ersetzen wir in der Regel die Befestigungsringe und Stützplatte durch eine nach neu abgenommenem Gipsmodell gefertigte Lederhülse mit vorderer oder hinterer Schnürung. Von der Anbringung der Dollingerschen Stütz pelotten, die dem Schienbeinknorren angepaßt sind, haben wir wieder Abstand genommen, nachdem wir trotz vielfacher Versuche immer wieder Druck- oder Reibegeschwüre an diesen Stellen bekommen haben. Ich halte auch die gleichzeitige Anbringung der Aufhänge- und Stützpelotte aus grundsätzlichen, im Bau des Kniegelenks gelegenen Bedenken nicht für richtig. Da die Entfernung der Kniegelenksachse von den Schienbeinknorren in Streckstellung geringer ist als in Beugestellung, muß bei sonst gutem Sitz des Beins ein Auf- und Abgleiten der Kondylen gegen die Pelotten eintreten, vorausgesetzt, daß man nicht ein Gelenk nach Art des Braatzschen Sektors baut. Ein solches Gelenk wird aber wegen der stärkeren Reibung und des häßlichen seitlichen Vorstehens der Gelenklappen von den Amputierten verworfen.

Das zweite Kunstbein geben wir, wenn die Wunden völlig verheilt und weitere Stumpfveränderungen nicht mehr zu er-

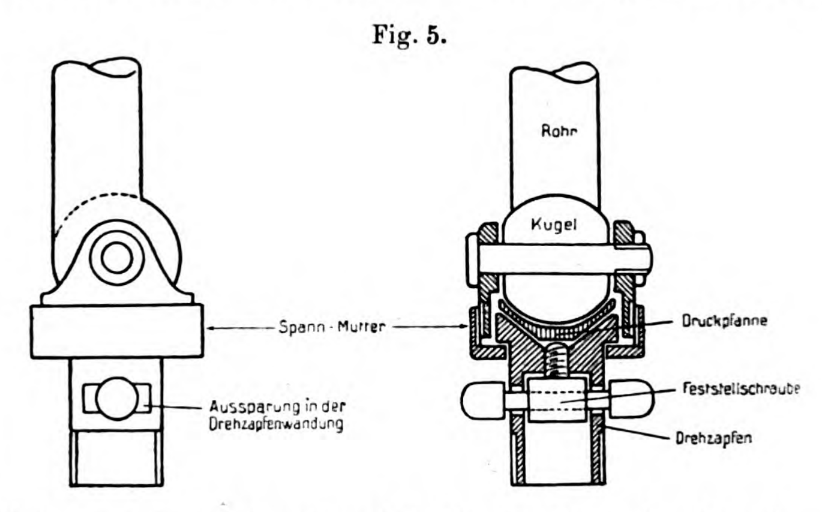


warten sind. Einen nach einer bestimmten Monatszahl festzulegenden Zeitpunkt hierfür anzugeben, halte ich für unmöglich. Der Schwund geht eben verschieden rasch vor sich. Da wir aber bei unserem Verfahren an dem Verhältnis zwischen Stumpf und Blechhülse jederzeit feststellen können, ob in den letzten Wochen noch Stumpfveränderungen vor sich gegangen sind oder nicht, haben wir für jeden Einzelfall einen guten Maßstab. Der Vorsicht halber warten wir dann immer noch wenigstens einen Monat länger, um uns vor Täuschungen zu bewahren. Das zweite Kunstbein stellen wir aus Stahl und Leder in der allgemein üblichen Weise her. Die Feststellung im Kniegelenk erfolgt durch einen an der Außenschiene des Oberschenkels angebrachten Riegel. Für die Beckenbefestigung, die Anbringung des Schwungriemens usw. gilt dasselbe, was ich schon oben beim ersten Kunstbein ausgeführt habe. Um das bisweilen störende klappende Geräusch beim Anschlag des Kniegelenks in Streckstellung zu beseitigen, bringen wir nach einem Göttinger Vorschlag an der Beugeseite einen kurzen, von der Oberschenkelhülse zum Unterschenkel ziehenden, durch eine Schnürung verstellbaren Spanngurt an. Den Hessingbeckenkorb modellieren wir in der typischen Weise direkt auf den Körper, nur bei Hüftexartikulation oder dieser praktisch gleichkommenden hohen Oberschenkelamputation wird er über einem Gipsmodell gearbeitet, da wir in diesem Fall das ganze Becken in Leder fassen. Beim Bau eines Exartikulationsbeins haben wir uns an Dollingers Technik gehalten und dabei die Freude erlebt, daß der Patient mit festgestellter Hüfte und beweglichem Knie vollkommen sicher — im Zimmer sogar ohne Stock — gehen kann. Einen sehr guten Erfolg haben wir auch bei dem von manchen Seiten verworfenen Knielaufbein in mehreren Fällen gesehen. Wir verwenden es natürlich nur bei ganz kurzen Unterschenkelstümpfen, die sonst immer wieder aus der Unterschenkelhülse herausschlüpfen und doch keine bewegende Kraft ausüben können.

Beim Armersatz sind wir den Leidensweg gegangen, der wohl den meisten Kollegen nicht erspart geblieben ist, die sich mit dieser Frage beschäftigt haben. Erst kam die Zeit des Enthusiasmus, in der wir glaubten, daß viele Fälle so werden könnten, wie die bekannten Musterbeispiele von Hoeftman, Riedinger, Biesalski, dann häuften sich allmählich die Enttäuschungen, als wir sahen, daß der berühmte Wille, der das Krüppeltum überwinden soll, trotz aller unserer Bemühungen doch viel häufiger ausblieb, als zur

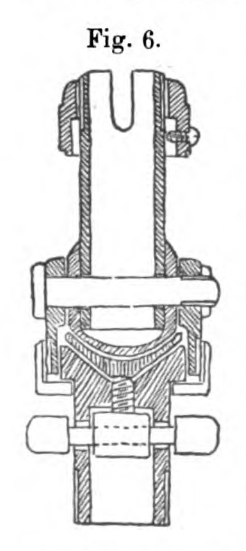
Erzielung guter Erfolge nötig gewesen wäre, und jetzt sind wir auf dem Punkt angelangt, daß wir ohne zu große Erwartungen an jeden Armersatz herantreten, aber uns um so mehr freuen, wenn wir einmal einen Treffer erzielen. Gewiß erreichen wir mit guten Arbeitsarmen

Fig. 5.



verschiedener Systeme insofern hübsche Erfolge, als wir sehen, daß die Leute sich beim Essen und Ankleiden helfen können, daß sie die Feile, den Hobel und anderes Handwerkszeug führen lernen, aber die Zahl derjenigen, die nachher wieder in eine wirklich handwerksmäßige Tätigkeit eintreten, ist doch gering, obwohl zweifellos die Möglichkeit dazu vorhanden ist. Wir haben nach Hoeftman und Riedinger gearbeitet, haben Jagenberg- und Rota-Arme angewandt und benutzen in der letzten Zeit hauptsächlich den Lüerarm, der ja aus unserer hiesigen Arbeit hervorgegangen ist. Bei langen Oberarmstümpfen kombinieren wir häufig Riedingerellbogen mit Lüerhandgelenk. Ueber den Jagenberg- und Rota-Arm ist schon so viel geschrieben worden, daß ich mir versagen kann, hier nochmals darauf einzugehen. Einige unverkennbare Nachteile beider Arme veranlaßten Lüer zur Konstruktion seines Arms, dessen etwas eingehende Beschreibung ich hier zum erstenmal geben möchte. Der Arm (Fig. 5—7) besteht aus zwei Scharniergelenken, die durch ein Mannesmannrohr verbunden sind. Jedes Gelenk wird getragen von einem als feststehend anzusehenden Mittelzapfen, in dem vorn in einer trichterartigen Vertiefung eine Druckpfanne für die

Fig. 6.



Gelenkkugel ruht und von dessen verstärktem Kopfende hinten eine Mutter mit übergreifendem Rande gehalten wird. Durch sie wird ein Schraubenring angezogen, zwischen dessen vortretenden Lappen mittels des Zapfens die Kugel im Scharnier gelagert ist.

Durch Anziehen der großen Mutter drückt die Kugel die Druckpfanne gegen eine in dem Mittelzapfen angeordnete Schraube, deren großer Hebelarm ein kräftiges Festspannen der Kugel ermöglicht.

Die Gelenkkugel, die entweder am Ellbogen das Verbindungsrohr zwischen den beiden Gelenken oder am Handgelenk den Werkzeugansatz trägt, ist um den quer zur Gelenkachse stehenden Bolzen etwa um 180⁰ drehbar. Hierdurch wird das Scharniergelenk in seiner Wirkung einem Kugelgelenk völlig gleichartig.

Fig. 7.



Ein unwillkürliches Losdrehen der großen Mutter, das beim Pendeln des Armes möglich wäre, wird durch eine sehr einfache, äußerlich nicht wahrnehmbare, auch in der Skizze nicht angegebene Vorrichtung verhindert. Bei allen Verwendungsmöglichkeiten bleibt die Mutter und der Feststellknebel von der gesunden Hand leicht erreichbar und feststellbar.

Die Bauart ist bei großer Beweglichkeit einfach; jeder vermag den Arm leicht in seine Teile zu zerlegen und wieder zusammenzusetzen. Besonders empfindliche Teile fehlen.

Die Gelenke sind in ihrem Bau einander völlig gleich und unterscheiden sich nur dadurch, daß am Handgelenk statt des Rohransatzes der Werkzeugansatz angebracht ist.

Das Handgelenk kann am Ellbogen angebracht werden. Hierdurch wird es möglich, die volle Kraft des erhaltenen Stumpfes wirken zu lassen und mit einem langen, schlanken Arbeitsfinger oder einem beliebigen anderen Werkzeug vom Ellbogen aus Arbeiten zu verrichten, die mit einem, im Vergleich dazu schwerfälligen Unterarmersatz nicht ausführbar sein würden (Fig. 8). Es gibt an dem Arm keine hakenden, vorspringenden Teile, die bei der Arbeit hinderlich sein könnten.

Im Anfang war das Gewicht erheblich geringer (nur etwas über 600 g), aber durch die von der Prüfstelle vorgeschlagene und von der

Medizinalabteilung verfügte Normalisierung der Ansätze auf eine Stärke von 13 mm — während wir eine solche von 8 mm für völlig ausreichend hielten — mußte eine wesentlich stärkere und längere Einsatzdüse am Handgelenk angebracht werden, die auch sonst für den Arm nicht vorteilhaft ist. Während er den Nachteil des hohen Gewichts mit allen dauerhaft aus Stahl hergestellten Armen teilt, hat er mit allen Kugelgelenkarmen den Nachteil gemeinsam, daß sich die Gelenke nicht absolut feststellen lassen. Das ist eben bei den sog. Reibegelenken nicht ganz zu vermeiden und es erscheint nur fraglich, ob ein Kunstarm wirklich so hohen Belastungen gewachsen sein muß. Die Mehrzahl der Oberarmamputierten wird sich kaum mit dem zwischengeschalteten langen Hebel des Vorderarmes an ganz schwere Arbeit heranmachen. Die in gewissen Grenzen vorhandene Möglichkeit, das festgestellte Gelenk zu strecken, kommt aber nur beim Ellbogen infolge der Tatsache in Betracht, daß die Kraft an dem langen Hebel des Vorderarms angreift, während wir irgend eine Nachgiebigkeit am Handgelenk niemals beobachten konnten. Eine völlig sichere, jeder Belastung gewachsene Feststellung wird sich wohl nur durch einen tadellos gearbeiteten Zahnradmechanismus erreichen lassen, wie es u. a. B. Lange und Hildebrandt versucht haben. Der Langesche Arm, den ich freilich nur in einem Probestück gesehen habe, erschien mir viel zu schwer und der Hildebrandtsche hat als Handgelenk kein Kugelgelenk, sondern eine einfache Einsteckdüse, ein Nachteil, der durch die sehr gut ausgedachte Pro- und Supinationsmöglichkeit nicht ganz ausgeglichen wird[1]). Ob wir uns mit der Kon-

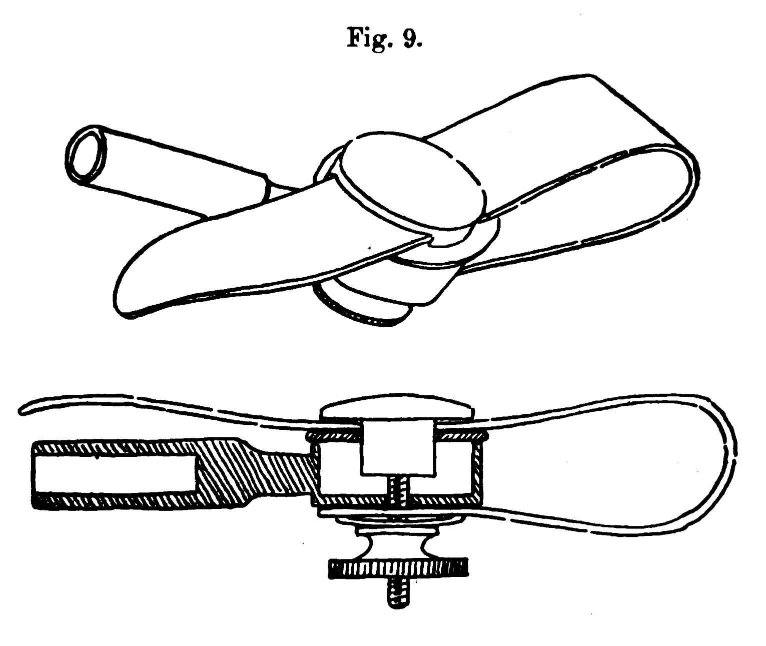
Fig. 8.



[1]) Anmerkung bei der Korrektur: Das neue Modell 1917 des Lüerarms hat für Beugung und Streckung im Ellbogen Zahnradfeststellung neben der

struktion der Arbeitsarme überhaupt auf dem richtigen Weg befinden, oder auch für den Handarbeiter auf einen Armersatz hinauskommen werden, der in Form und Mechanismus der Hand sich mehr nähert, kann erst die Zukunft entscheiden. Sicher scheint mir zu sein, daß wir weniger psychische Widerstände zu überwinden hätten, wenn wir von unseren Amputierten das Arbeiten mit einem Armersatz verlangen könnten, der als Greif- und Haltevorrichtung ein der natürlichen Hand ähnliches Gebilde trüge. Es ist merkwürdig, wie schon die auffallend fingerähnliche Gestalt der Stahlklauen einer Kellerhand oder in noch böherem Grade der sehr brauchbaren Rossetklaue den Am-

Fig. 9.



putierten mehr Zutrauen einflößt als ein Arbeitshaken oder eine Klaue älteren Systems.

Als Arbeitsansätze verwenden wir die allgemein bekannten Dinge, oder konstruieren auch für diesen oder jenen Sonderfall einmal einen besonderen Ansatz. Ganz ausgezeichnet bewährte sich für sehr viele Verrichtungen die von Lüer erdachte Riemenklemme (Fig. 9). Bei ihr wird der zu fassende Gegenstand durch eine Riemenschlaufe gehalten, die in jeder beliebigen Größe durch einfache Umdrehung einer Schraubenmutter unverrückbar festgestellt wird. Die elastische Nachgiebigkeit des Riemens gibt dabei der Haltevorrichtung

unverändert gebliebenen Sichelbewegung. Beide Bewegungen lassen sich unabhängig voneinander feststellen. Das Handgelenk ist wesentlich verbessert. Gewicht etwas über 600 g.



eine für viele Verrichtungen wünschenswerte handähnliche Weichheit. Einen ganz ähnlichen Ansatz benutzen wir als Schreibansatz[1]) bzw. Stifthalter; er ist nur wesentlich kleiner, der Riemen fällt fort und der Federhalter wird an der Stelle eingeklemmt, an der bei der Riemenklemme das freie Riemenende hindurchgezogen wird. Die betreffende Oeffnung ist entsprechend rund gehalten. Der Ansatz erlaubt jede beliebige Stellung des Schreibwerkzeugs zum Papier.

Nicht unerwähnt möchte ich lassen, daß ich schon im Frühjahr einem Vorderarmamputierten zur Ausnutzung der erhaltenen Pro- und Supinationsmöglichkeit eine Vorrichtung gegeben habe, die der kürzlich von Schlesinger veröffentlichten sehr ähnlich sah. Da die Vorrichtung etwas zu schwer ausgefallen war, vertauschte ich sie mit einer einfachen, der vorderen Stumpfhälfte gut angepaßten Hülse, die in einem Zapfen endete, der vorn den Einsatz für die Werkzeuge trägt. Der Zapfen tritt durch den Bügel hindurch, der die beiden Seitenschienen am freien Vorderende verbindet und benutzt sie als Lager. Der einfache Apparat hat durchaus zur Zufriedenheit gearbeitet.

Als Befestigungsvorrichtung des Armes am Körper benutzen wir gewöhnlich die in Fig. 8 abgebildete einfache Riemenbandage, bei Exartikulation oder ganz kurzem, zur Bewegung nicht mehr brauchbarem Stumpf eine gewalkte, steife Lederkappe, die die Schulter und einen Teil des Brustkorbes umfaßt und mit Riemen nach der gesunden Seite hin festgeschnallt wird. Bei Vorderarmamputation geben wir eine etwas modifizierte Neumannbindung oder bei ganz kurzem Stumpf eine kurze Oberarmhülse.

Die Kellerhand haben wir in letzter Zeit in einer ganzen Reihe von Fällen angewendet. Sie schien uns in mancher Hinsicht verbesserungsbedürftig, besonders wegen der primitiven Art der Riemenbefestigung durch den Steckstift, der gleichzeitig die Hand am Vorderarm festhält. Wir haben deshalb die einfache Klemmvorrichtung benutzt, die Böhm an seiner abgeänderten Kellerhand angebracht hat. Die von Böhm und von Berg zwischen den einzelnen Krallen angebrachten Querstege erscheinen uns praktisch. Durch Anbringung mehrerer Bajonettschlitze in der Befestigungsmuffe und dem Einsteckansatz können wir der Kellerhand jede beliebige Stellung im Sinne der Pro- und Supination zum Vorderarm geben.

[1]) Lüerarm, Riemenklemme und Schreibansatz werden von der Firma J. H. Schatten Nach., Kassel, hergestellt.



Beim Fehlen des Daumens geben wir in der Regel eine Vorderarmhülse, die einen entsprechend gekrümmten Stahlstab mit lederüberzogener Endplatte trägt. Der Stab ist auswechselbar, so daß man für verschiedene Vorrichtungen verschieden geformte Endplatten geben kann. Einen besonders guten Erfolg erzielten wir kürzlich bei einem Zigarrenarbeiter, dem von der rechten Hand nur der Ringfinger und Kleinfinger geblieben waren. Die drei anderen Finger fehlten mit dem größten Teil ihrer Mittelhandknochen. Die Arbeitsvorrichtung besteht in einer kleinen, auf dem Handrücken schnürbaren Lederhülse, die nur die Handwurzel und die Mittelhand umschließt und einen Daumenersatz in Gestalt eines Stahlstifts mit einer daumennagelähnlich gestalteten Endplatte trägt. Unter der Endplatte ist ein kleines auswechselbares Messerchen befestigt, das den radialen Rand um einige Millimeter überragt. Dieses Messerchen wird zum Herausschneiden der Tabakrippen benutzt. Der Apparat wurde von dem Mann so geschickt benutzt, daß er bereits in den ersten Tagen fast zwei Drittel seiner früheren Arbeit in der Zeiteinheit leisten konnte, und selbst die Erwartung aussprach, daß er bald seine frühere Leistungsfähigkeit erreichen würde.

Ein besonders schwieriges Kapitel stellen die Arbeitshilfen für völlig gelähmte und versteifte obere Gliedmaßen dar. Nach vielerlei Versuchen sind wir schließlich bei einem Typus angekommen, den man als eine Modifikation der Kellerhand bezeichnen muß. An einer auf der Streckseite geschnürten Vorderarmmanschette ist an der Beugeseite eine flache, kräftige Stahlschiene angebracht, die an ihrem freien, in der Handfläche endenden Teil mit den fingerartig gekrümmten Krallen der Kellerhand endet. Ein Riemen erlaubt die zu haltenden Gegenstände unter beliebiger, teils nur die Metallteile, teils auch die Hand mit umgreifender Führung gegen die Krallen festzubinden. Ein kürzerer, in der Handgelenksgegend liegender schnallbarer Riemenring vertritt die Rolle der Stahlmuffe an der Kellerhand, in der das Griffende eines in der Verlängerung der Vorderarmachse eingespannten Werkzeugs seinen Gegenhalt finden kann. Einige Leute arbeiten mit dieser Vorrichtung recht gut sowohl in den Werkstätten, als auch in unserem landwirtschaftlichen Lazarett, wir verkennen aber nicht, daß hier noch sehr viel verbessert werden kann. Die Schwierigkeiten sind dann besonders groß, wenn außer der Lähmung oder völligen Versteifung Anästhesie oder Hyperästhesie der Haut und Kreislaufstörungen vorhanden sind. Ich glaube, man sollte, wenn jede Aussicht



auf Wiederkehr der Funktion geschwunden ist, öfter einmal in solchen Fällen die Frage der Amputation der Hand in Erwägung ziehen. Man schafft dann vollkommen brauchbare Stümpfe, an denen beliebige Ersatzstücke angebracht werden können, und kosmetisch wirkt selbst die hölzerne „Schmuckhand" oft schöner als die mit Geschwüren bedeckte, blaurot gefärbte, verkrümmte und versteifte natürliche Hand.

Bei Radialislähmung haben wir wohl nur einen Bruchteil der unzähligen beschriebenen Modelle durchprobiert. Es vergeht sicher kein Monat, ohne daß ein bis zwei neue Radialisstützen veröffentlicht werden, meist ohne daß die neueren grundlegende Vorzüge vor den alten besitzen. Einen besonderen Nachteil haben die meisten miteinander gemeinsam — den Gebrauchsmusterschutz. Eine gut passende Radialismanschette kann fast stets nur nach einem Gipsmodell oder unter genauer Anpassung an den kranken Körperteil angefertigt werden. Nun bestehen die meisten „neuen" Manschetten aus längst bekannten Konstruktionselementen, die nur in etwas abweichender Form miteinander vereinigt sind, und könnten in jeder Werkstatt ohne Schwierigkeiten für den Einzelfall gutpassend angefertigt werden. Nach dem heute meist geübten Verfahren des Musterschutzes ist man aber gezwungen, einen Abguß dem auswärtigen Bandagisten einzuschicken, wenn man ein zusagendes Modell verwenden möchte. Es gibt dann hinterher immer noch allerlei Abänderungen, da doch die Federn, Züge und Ringe, die an den Fingern angreifen, nach einem Gipsabguß meist nicht so gut hergestellt werden können. Ein Abguß gibt die beschädigte Hand stets nur in einer Stellung wieder und ersetzt nicht die Anprobe am lebenden Körper. Ein Gebrauchsmusterschutz läßt sich freilich leicht umgehen, indem man wieder kleine Aenderungen in der Anordnung anbringt, aber es ist doch keine sympathische Aufgabe, nach solchen Hintertüren zu suchen. Vielleicht tragen diese Zeilen dazu bei, die Kollegen, denen ja meist das geistige Eigentum an den Konstruktionen zusteht, zu veranlassen, ihren Bandagisten das Recht zur Nachsuchung des gesetzlichen Schutzes nicht zu geben. Es handelt sich dabei selbstverständlich nicht um die Patentierung grundlegender Neuheiten oder solcher Gegenstände, deren Herstellung nur fabrikmäßig unter Beschaffung besonderer Hilfsmittel möglich ist. Bei diesen bedarf unter Umständen der Hersteller eines besonderen Schutzes, den man ihm billigerweise nicht versagen kann. Wir verwenden — abgesehen von den nur vorübergehend getragenen behelfsmäßigen Drahtbügelschienen, die wir mit



Steifgaze überziehen und mit einer dorsal den untersten Teil des Vorderarmes überspannenden Steifgazebrücke versehen — in leichteren Fällen eine Stütze nach Art der Heymannschen, für schwerere Arbeit eine Manschette nach Hildebrandt, doch binden wir uns keineswegs an diese Formen, sondern richten uns in der Hauptsache nach der Arbeit, die geleistet werden soll. Vielfach wirken alle an den Fingern oder in der vorderen Beugefurche der Hohlhand liegenden Metall- oder Lederteile störend, während eine die Handwurzel auch in der Hohlhand umgreifende Kappe nicht unangenehm empfunden wird. In solchen Fällen geben wir eine den Vorderarm, die Handwurzel und einen kleinen Teil der Mittelhand umgreifende Lederhülse, die die Hand in Ueberstreckung feststellt und in der Handfläche der besseren Haltbarkeit wegen mit einem Stahlband eingefaßt ist. Sie tut gerade bei Schwerarbeiten gute Dienste, da sie keine verletzlichen Teile aufweist. Die etwas komplizierte und entsprechend teure Manschette nach Hagemann-Holzhauer ist in ihrer Wirkung ausgezeichnet, da sie jede natürliche Bewegung zuläßt. Sie ist aber nur für leichte Arbeit zu gebrauchen und auch dann infolge ihrer Bauart häufigen Ausbesserungen unterworfen. Der Nachteil der Hildebrandtschen Schiene ist, abgesehen davon, daß die Fingerfedern öfters ausgewechselt werden müssen, das Fehlen des Handgelenks, das freilich meist nicht störend empfunden wird. Sie ist für Arbeiter und Landwirte gut brauchbar, aber ebenso wie die Königsche Radialisstütze, die von derselben Firma hergestellt wird, mit dem Musterschutz beschwert. Dabei besteht die letztgenannte Vorrichtung wirklich nur aus Lederhülsen und Ringen, die durch die längst bekannten und von jedem Orthopäden gern angewandten Heußnerspiralen miteinander verbunden sind. Ich möchte damit nichts gegen den Apparat als solchen sagen, den ich für recht gut halte, sondern damit nur ein praktisches Beispiel für meine früheren Darlegungen geben. Die Fingerspiralen geben übrigens im Laufe der Zeit nach. Sie können aber jedenfalls leicht ausgewechselt werden.

Von den Vorrichtungen gegen Peroneuslähmung gilt im ganzen dasselbe wie von den Radialisstützen. Wir bevorzugen die bekannte, am Stiefel anzubringende Außen- oder Innenschiene, von der eine Spirale entweder zu einem vom Fußteil des Einsteckgelenks nach vorn gehenden Hebelarm oder auch zu einem am Stiefel selbst angebrachten Haken geht. Für leichtere Fälle benutzen wir eine von Möhring angegebene, am Stiefel selbst unauffällig befestigte Vor-

richtung aus federndem Draht in Verbindung mit einer Knöchellasche.

Bei Lähmungen größerer Gliedabschnitte, bei Pseudarthrosen usw. tritt der Schienenhülsenapparat in seine Rechte. Er ist durch einfachere Vorrichtungen nicht zu ersetzen und lohnt die darauf verwandten Mühen und Kosten. Eine besonders schwierige Aufgabe ist es, ein Ellbogenschlottergelenk oder eine Oberarmpseudarthrose durch einen Schienenhülsenapparat so zu stützen, daß ein gebrauchsfähiges Glied entsteht. Das liegt daran, daß die Hülse eine Drehung des distalen Gliedabschnittes um die Längsachse des Oberarmes nicht verhindern kann. Infolgedessen gibt der Vorderarm bei der Arbeit im Sinne der Sichelbewegung nach und macht eine Krafteinwirkung auf Maschinen oder Geräte unmöglich. Man muß also die Drehung der Oberarmhülse um ihre Längsachse auf ein geringes Maß beschränken, ohne dabei die anderen Bewegungen im Schultergelenk auszuschalten. Ein einfaches Hilfsmittel half mir über die Schwierigkeit hinweg. Für die Schulter- und Brustgegend der verletzten Seite wird nach einem Gipsabguß eine sich breit anlegende Lederhülse gewalkt und mit Stahlschienen verstärkt, die an der Außenseite des Schultergelenks in eine länglich geformte, sehr kräftige Drahtöse ausläuft. In diese greift eine völlig gleichartige Oese ein, die das Ende der Außenschiene der Oberarmhülse bildet. Dieses Doppelösengelenk läßt alle Bewegungen frei bis auf die Drehung um die Längsachse, die nur in geringem, aber für die Arbeit gerade ausreichendem Umfang möglich ist und durch Anschlag von Oese gegen Oese ihre Begrenzung findet. Will man eine größere Drehmöglichkeit haben, so muß man die Oesen etwas weiter machen. Die längliche Form wurde gewählt, damit bei der seitlichen Erhebung des Armes ein Längenausgleich stattfinden kann und die starre Schulterkappe nicht nach oben gehoben wird. Ein mit diesem Apparat versehener Landwirt, dessen rechter Arm wegen einer vollkommen schlaffen Pseudarthrose (einer Knochenlücke von 3—4 cm!) dicht oberhalb des rechtwinklig versteiften Ellbogengelenks gänzlich gebrauchsunfähig war, kann seitdem wieder die meisten landwirtschaftlichen Arbeiten, insbesondere auch mit der Sense und der Gabel, verrichten.

Es würde die Grenze, die ich mir für meine Ausführungen gesteckt habe, überschreiten, wenn ich noch auf viele Einzelheiten einginge, die sich bei der täglichen Beschäftigung mit den orthopädischen Hilfsapparaten für unsere Verwundeten ergeben. Besonders verdiente

einmal die Frage des orthopädischen Schuhwerks und die Anzeigen für seine Beschaffung einer eingehenden Besprechung. Ich möchte aber nicht schließen, ohne nochmals auf einen Umstand zurückzukommen, der für das gleichmäßige und reibungslose Fortschreiten unserer ganzen Arbeit für die Verstümmelten von großer Bedeutung war, auf das Zusammenwirken von Arzt und Techniker. Das scheint, wie man gesprächsweise hört, nicht an allen Orten in gleicher Weise der Fall zu sein. Wie liegt denn die Frage historisch? Jahrhundertelang haben Handwerker fast ausnahmslos das Feld beherrscht, bis sie mit dem Erstarken der wissenschaftlichen Orthopädie die Leitung an die Aerzte abgeben mußten. Viele einsichtige Orthopädiemechaniker haben das gern getan und willig unter ärztlicher Führung und Verantwortung weiter gearbeitet; andere freilich sehen die Aerzte noch heute als unwillkommene Eindringlinge an. Und jetzt, wo die ungeheure volkswirtschaftliche Bedeutung der Orthopädie in allen ihren Zweigen durch die verheerenden Folgen des Weltkriegs in die grellste Beleuchtung gesetzt wird, kommen, von uns Aerzten erwünscht und gerufen, die wissenschaftlich gebildeten Techniker, um Anteil zu nehmen an der Lösung der wichtigen Frage, wie wir unsere Krüppel dem allgemeinen Volkstum als werteschaffende Arbeiter wieder einreihen können. Nicht umsonst steht in dieser historischen Reihenfolge der Arzt in der Mitte. Ohne die Mitwirkung der Aerzte war das Gebiet der Orthopädiemechanik jahrhundertelang versumpft. Es gab keinen greifbaren Fortschritt und auch die vorzüglichen Neuerungen des autodidaktisch klardenkenden Laien Hessing wären unfruchtbar und auf einen kleinen Kreis wohlhabender Patienten beschränkt geblieben, wenn nicht die Orthopäden mit Hoffa an der Spitze ihnen allgemeine Verbreitung verschafft hätten. Nicht der Apparat und die Prothese, sondern der kranke Mensch ist zuerst da. Ihn zu beurteilen, das Ersatzglied mit ihm in lebendige Beziehungen zu bringen und die Richtlinien für seine Herstellung anzugeben, vermag nur ein mit technischem Verständnis begabter Arzt. Für die rein technische Seite der Frage und besonders auch ihre Beziehungen zu dem hochdifferenzierten Berufsleben reicht dieses Verständnis nicht aus. Dazu bedürfen wir der Mitarbeit der wissenschaftlichen Techniker und wir hoffen und wünschen, daß sie uns zum Heil der uns anvertrauten Patienten niemals fehlen möge.



IX.

Die Kunstglieder der Versuchs- und Lehrwerkstätte des Oskar-Helene-Heims.

Von

Prof. Dr. **K. Biesalski,** Berlin-Zehlendorf,

Direktor und leitender Arzt der Anstalt, Stabsarzt d. L., orthopäd. Fachbeirat.

Mit 182 Abbildungen.

Im Mai 1914 war das Oskar-Helene-Heim mit einer neuen und reich eingerichteten orthopädischen Werkstatt eröffnet worden. Anfang 1915 wurde der Werkstatt eine Versuchs- und Lehrwerkstätte für Kunstglieder mit Genehmigung des Kriegsministeriums angegliedert, das als Leiter den bisherigen und inzwischen zum Militär eingezogenen Werkstattleiter Zeibig kommandierte. Zur Unterhaltung wurde teilweise eine Stiftung herangezogen, welche zwei Damen durch Herrn Legationsrat v. Brüning für Zwecke der Kriegsbeschädigtenfürsorge dem Oskar-Helene-Heim überwiesen hatten. Dazu kamen 10000 Mark, die mir Ihre Majestät die Kaiserin auf der außerordentlichen Tagung der Deutschen Orthopädischen Gesellschaft am 8. Februar 1916 für Arbeiten auf dem Gebiete des Kunstgliederbaues zur Verfügung gestellt hatte, sowie eine frühere Spende I. M. der Kaiserin von 5000 K.

Die Zusammenarbeit der beteiligten Kräfte in der Werkstatt ist ein gutes Beispiel dafür, wie Arzt und Orthopädiemechaniker mit wechselndem Anteil ihre Erfahrungen und Kenntnisse zusammenwerfen, um das jeweilig Höchstmögliche zu erreichen. Zur Verfügung standen mir außer meinen Assistenten, die sich lebhaft mitbeteiligten, von Anfang an der Werkstattleiter Reinhard Zeibig, dem bei der konstruktiven Ausführung der ärztlicherseits gestellten Aufgaben der Hauptanteil zufällt, der Orthopädiemechaniker Fischer und dazu dann später für das letzte Modell des Federarms der Ingenieur

Baumgart von der Firma Julius Pintsch A.-G. Während die Leitung dauernd in meiner Hand lag — und wir sind in voller gegenseitiger Uebereinstimmung der Ansicht, daß auf diesem Gebiete der Behandlung die führende Stelle grundsätzlich dem Arzt zusteht — gingen die Anregungen nicht nur von den Aerzten, sondern ebenso von den anderen aus; in gemeinsamen Besprechungen wurde der beste Weg herausgesucht, und wenn manche Apparate ihre erste Anregung naturgemäß nur einem von uns verdanken, so haben doch meist an Einzelheiten der Ausführung die anderen mitgearbeitet, und in manchem Falle wird überhaupt nicht festzustellen sein, wer den letzten ausschlaggebenden Gedanken gab, weil er eben erst aus der gemeinsamen Beratung entstand. Die Erfindungen Fischers sind überwiegend sein eigenes geistiges Eigentum und ihm patentamtlich geschützt. Bei der Ausführung des letzten Modells des Federarms[1]) hat noch konstruktiv der als Unteroffizier im Lazarett liegende Fabrikant Küpperscheeg mitgewirkt. Abgesehen davon, daß wir aus dem Frieden nicht unbeträchtliche Erfahrungen mitbrachten, stand uns jederzeit die sehr wichtige Möglichkeit zu Gebote, konstruktive Ideen schon an Improvisationen oder die Apparate schon im ersten Rohbau im Lazarett, in den Werkstätten und in der Landwirtschaft und Gärtnerei zu probieren und während des fortschreitenden Baues nach Bedarf abzuändern, ein Umstand, den ich für ganz besonders wichtig und für die fruchtbare Tätigkeit einer Orthopädiewerkstatt geradezu für unentbehrlich halte.

Der nachstehende Rechenschaftsbericht möge zeigen, wie wir nach unseren Kräften bemüht waren, den Aufgaben der Zeit gerecht zu werden. Wenn einiges wenige darin schon durch anderweitige Veröffentlichungen von uns bekannt gegeben worden ist, so habe ich mich doch entschlossen, es hier mit einzufügen, weil ich der Ansicht bin, daß gerade diejenige Art der Darstellung, welche die langsame Weiterentwicklung eines Konstruktionsgedankens im einzelnen schildert, demjenigen am meisten bietet, der selber konstruiert.

---

[1]) Der Federarm ist in seinem Grundgedanken und in seinen Einzelheiten der Anstalt patentamtlich geschützt. Wir haben uns dazu nach längerem Sträuben entschließen müssen, weil wir uns auf Grund von Erfahrungen, die wir auf diesem Gebiete am eigenen Leibe gemacht hatten, sonst der Gefahr aussetzten, daß jemand anders sich den Patent- und Musterschutz geben ließ und uns an der Ausführung unserer eigenen Gedanken hindern konnte.



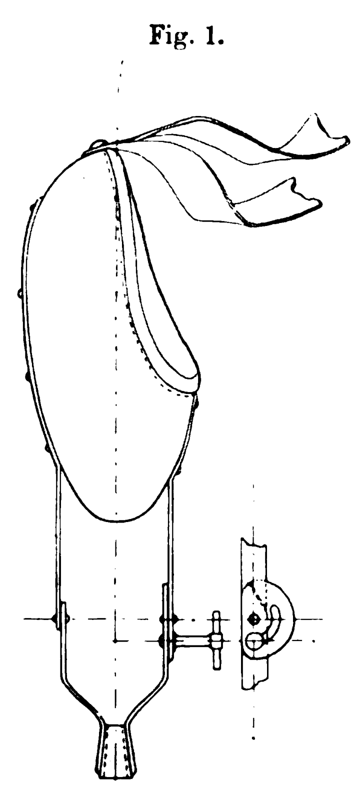
I. Behelfsglieder.

Der Gedanke des Behelfsarmes ist meines Wissens zuerst bei uns verwirklicht worden, nachdem ich dazu durch das Behelfsbein in Wien und Budapest angeregt worden war.

1. Behelfsarm.

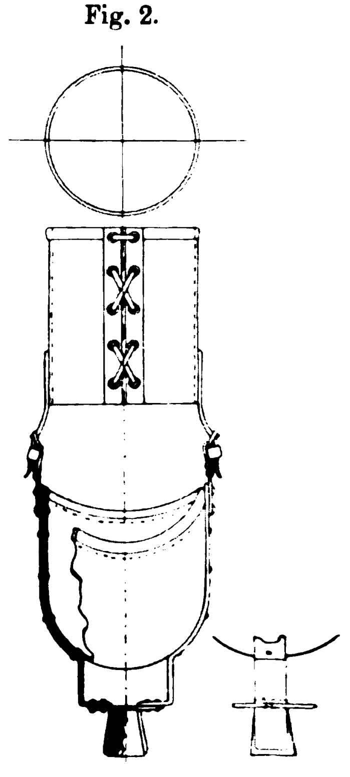
Eine über dem Gipsabguß gearbeitete Zelluloidhülse umschließt den Stumpf. Die tragenden Teile sind aus Bandeisen aufgenietet. Das Ellbogengelenk erhält einen einfachen Sektorenverschluß mit

Fig. 1.



Behelfsarm für Oberarmstumpf aus Zelluloid und Bandeisen mit Sektorenfeststellung des Ellbogens.

Fig. 2.



Behelfsarm für Unterarmstumpf mit seitlicher Riemenverbindung zur Oberarmlasche.

Preßknebel. Für den Unterarm ist die Ausführung sinngemäß gleichartig. Mit diesen Vorrichtungen haben die Leute alle mögliche Art von Arbeit ausgeführt, in den Werkstätten sowohl als im Garten und auf dem Acker. Da der Apparat leicht und das Eisengestell für die meiste Arbeit genügend widerstandsfähig ist, haben manche Leute diesen Behelfsarm mitgenommen und benutzen ihn nach wie vor bei ihrer Arbeit (Fig. 1 u. 2).

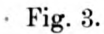
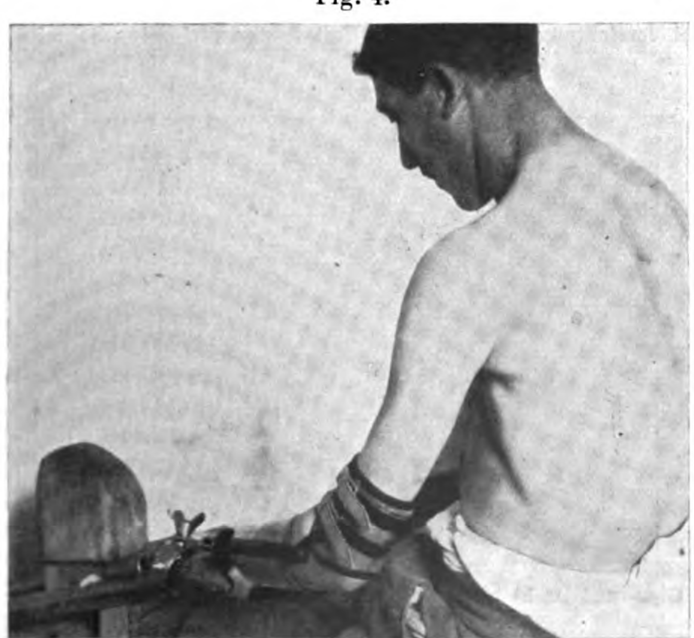


Fig. 3.



Arbeit an der Ziehbank mit Behelfsarm. Gute Uebung für das Schultergelenk. Das Ellbogengelenk gleitet dabei frei.

Fig. 4.



Behelfsunterarm. Kräftigung der Rücken- und Schultermuskulatur.

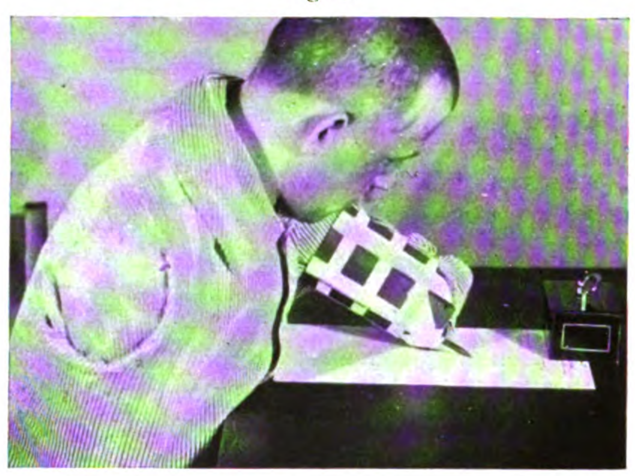
Mit Vorliebe habe ich die Leute an der Ziehbank beschäftigt, weil das eine vortreffliche Uebung des Schultergelenkes sowie der

Rücken- und Brustmuskulatur ist und den Leuten insofern Spaß macht, als sie leicht und schnell brauchbare Gegenstände, z. B. Eimer, Kübel u. dgl., anfertigen können (Fig. 3 u. 4).

2. Einfache Improvisationen.

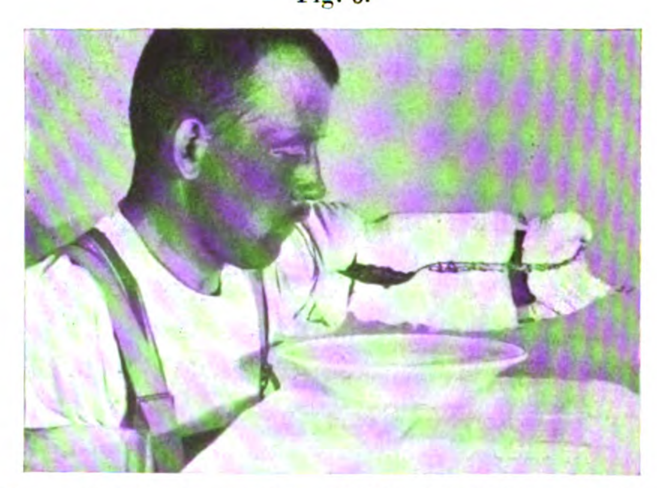
Um möglichst schnell die Leute zur Betätigung zu bringen, haben wir, wie wohl alle Lazarette, auch improvisiert. Fig. 5 zeigt einen von

Fig. 5.



Schreibvorrichtung aus Pappe und Heftpflaster zur ersten Schreibübung.

Fig. 6.



Aus Gips- und Draht hergestellte gelenkige Vorrichtung zur Erlernung selbständigen Essens.

den Schwestern aus Pappe und Heftpflaster gebaute Schreibvorrichtung, Fig. 6 eine aus Gips und Draht hergestellte gelenkige Gipshülse, um dem Manne, der den rechten Arm im Schultergelenk verloren hat

und vom linken Unterarm nur noch einen Stummel besitzt, wenigstens zunächst zum selbständigen Essen zu verhelfen.

3. Gipsleimhülse.

Da die Verwendung von Zelluloid bald verboten wurde und das Azeton auch nicht mehr zu haben war, so haben wir die alte Gipsleimtechnik nach Riedingers Angaben wieder hervorgeholt. Läßt man eine solche Hülse, in welche das Bandeisen leicht mit eingegipst werden kann, nach unten offen (Fig. 7), so kann man schon während der Wundbehandlung einen solchen Arm tragen lassen und kann außerdem einen mit Mastisol befestigten Trikotschlauch aus der Hülse herausziehen und an einem Querstab zwischen den Bandeisen befestigen, so daß einerseits die Haut heruntergezogen, anderseits die Hülse auf den Stumpf heraufgeschoben wird.

Fig. 7.



Behelfsarm aus Gipsleim und Bandeisen.

4. Behelfsbeine.

Unser erster Typ lehnte sich an die Hoeftmanschen Angaben an (Fig. 8). Den Oberschenkel faßte ein mit Reitsitz und Schnürlasche ausgestatteter Korb aus Bandeisen, die Schienen gingen senkrecht herunter, das Kniegelenk war weit nach hinten verlagert, die Knieform gab eine Lederkappe wieder, die Wade ein mit Watte ausgestopfter Trikotschlauch, der Fuß war eine starre, durch Eisen verstrebte Platte, für den Quadriceps war ein Gummiband mit Schnalle eingeschaltet. Da in unserem Hause zwei schiefe Ebenen vom Keller- bis zum Dachgeschoß führen, die von allen Insassen des Hauses wegen der bequemen Art, darauf zu gehen, mit Vorliebe benutzt werden, so hatten die Amputierten täglich unzählige Male Gelegenheit, bergauf und bergab zu gehen. Dabei stellte sich bald heraus, daß hierfür die starre Fußplatte ungeeignet ist, und wir machten in dem zweiten Typ (Fig. 9) einen einfachen selbstgefertigten Holzfuß, bei dem ein Querbolzen etwa auf der Höhe des unteren Sprunggelenkes die Flexion ermöglicht und eine aus dem Holz hervortretende Metallplatte die Dorsalerhebung über den rechten Winkel als Anschlag ver-

hindert; vorn saß ein Zehengelenk. Damit gingen die Leute schon erheblich besser und wir sind zu der starren Fußplatte nicht wieder zurückgekehrt. Aber das stark verlagerte Kniegelenk machte noch immer Beschwerden insofern, als bei der Beugung das Bein sich unverhältnismäßig verlängert und die Leute zwingt, die Beckenhälfte der amputierten Seite übermäßig zu heben oder das Bein im Bogen wie eine Stelze herumzuführen. Wir sind deshalb dazu übergegangen,

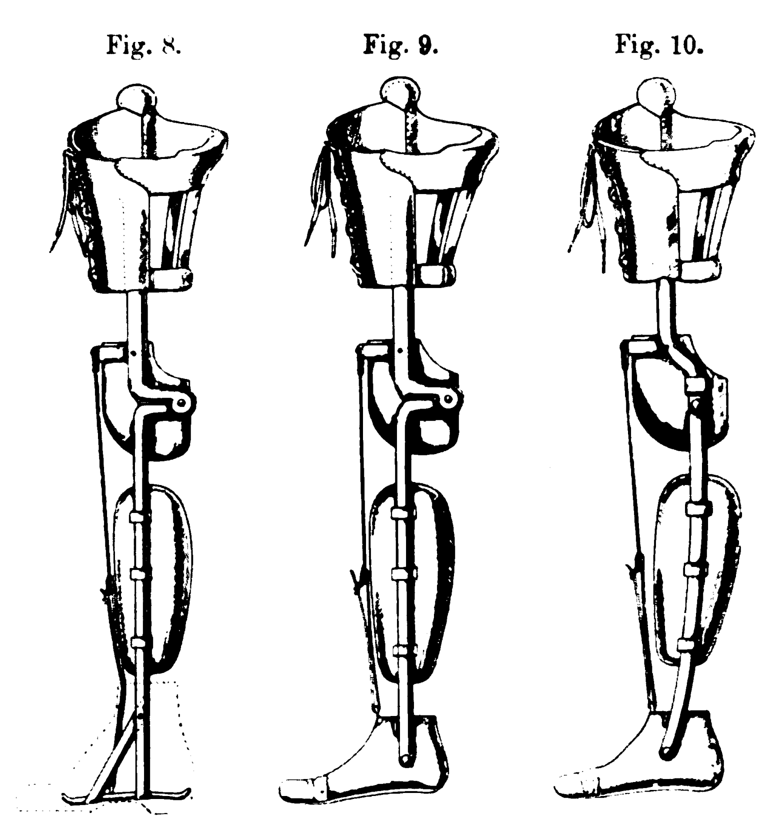


Fig. 8. Fig. 9. Fig. 10.

Entwicklung des Behelfsbeins.

die Rückwärtsverlagerung in der Form anzuordnen, daß die Seitenschienen nicht mehr senkrecht heruntergehen, sondern daß die Oberschenkelschiene in ihrem unteren Abschnitt nach hinten verläuft, um mit einer bajonettförmigen Abknickung das Kniegelenk zu erreichen, von dem aus die Unterschenkelschiene in einem sanften Bogen wieder nach vorn geht (Fig. 10). Sie ragt über das Kniegelenk nach oben hinaus und umgreift lappenförmig die Oberschenkelschiene, so daß diese nach hinten offene Falle zugleich Anschlag gegen Ueberstreckung und Sicherung gegen seitliche Abknickung des Gelenks ist. Der Vorteil ist der, daß dadurch eine weitwinklige Oeffnung des Gelenkes und



damit Verlängerung des Beines vermieden wird, ohne daß die Vorteile der Rückwärtsverlagerung aufgehoben wären.

II. Das Uebergangs- oder Kombinationsglied.

5. Das Uebergangsbein bei Oberschenkelamputation.

Wie alle anderen, so machten auch wir bald die Erfahrung, daß ein behelfsmäßig hergestelltes Glied, wenn es wirklich eine billige und wenig Zeit in Anspruch nehmende Behelfsvorrichtung sein soll, nur von sehr kurzer Lebensdauer ist und daß, wenn die Lebensdauer verlängert werden soll, Kosten und Zeit nahezu ebenso hoch steigen, wie bei der Herstellung eines endgültigen Kunstgliedes. Dazu kommt, daß die Leute von einem Behelfsbein schon um des Namens willen nicht gern etwas wissen wollen. Nachdem wir schon lange den Gedanken erwogen hatten, das grundsätzlich Behelfsmäßige mit dem endgültigen Kunstbein in irgend einer Form zu verbinden, hat mein Assistent Oberarzt Mommsen[1]) eine befriedigende Lösung dafür in folgender Form gefunden: Für einen Oberschenkelamputierten wird sofort das endgültige Kunstbein angefertigt, und zwar kann das unmittelbar nach der Amputation oder nach der Einlieferung in das Lazarett selbst bei noch nicht ausgeheilter Wunde geschehen, weil es möglich ist, die genaue Länge des Unterschenkels am gesunden Bein abzumessen. Es ist also keine Hetzerei für den Bandagisten notwendig und kein unnötiges Warten für die Kranken. Jedes Kunstbein ist fix und fertig bis auf die Oberschenkelhülse. Fuß, Kniegelenk, Seitenschienen, alles ist endgültig, nur die Oberschenkelschienen sind nicht vernickelt, sondern roh geblieben. Wenn das Bein geliefert ist und die Wunde das Aufstehen des Mannes gestattet, wird die notwendige Hülse in folgender Form gemacht: Ueber den Stumpf wird ein Trikotschlauch gezogen und darüber im Stehen, nicht im Sitzen, eine Gipsbinde in einer einzigen Lage gewickelt und so lange gewartet, bis diese vollständig erhärtet ist und ohne Formveränderung vom Stumpf abgezogen werden kann. Ein Gipsabguß fällt also fort, denn diese dünne Hülse wird nunmehr durch das Auftragen weiterer Binden mit Gipsleim so weit verstärkt, daß sie die dauernde Benutzung aushält, und es werden unter die obersten Schichten die Seitenschienen

[1]) Mommsen, Unser Kombinationsbein. Münch. med. Wochenschr. 1917, Nr. 8, S. 266.



des endgültigen Kunstbeines mit eingegipst. Dabei fällt noch ein neuer Vorteil ab, nämlich der, daß man die Schienen, während der Mann schon in seiner Hülse steht, so anpassen kann, wie es für Körperhaltung und Beinlänge am zweckmäßigsten erscheint. Mit diesem Apparat läuft der Mann nun herum; man kann auch hier wiederum die Hülse unten offen lassen und einen Trikotschlauch herausziehen. Schrumpft der Stumpf, was er ja während der Bettruhe erfahrungsgemäß nur in beschränktem Maße, dagegen in einer häufig erstaunlichen Weise tut, wenn die Leute außer Bett sind, so wird eine zweite und dritte Gipshülse immer wieder an dieses endgültige Kunstbein gemacht und der Mann hat den Vorteil, daß, sowie die neue Hülse fertig ist, er sofort das Bein wie vorher benutzen kann, weil er ja auf Gewicht, Gelenkstellung und Länge bereits eingelaufen ist (Fig. 11).

Fig. 11.



Kombinationsbein mit Gipsleimhülse für Oberschenkelstumpf.

Ist eine weitere Schrumpfung nicht mehr zu erwarten, so kann schließlich statt der Gipshülse eine Lederhülse angebracht werden, nach deren Fertigstellung der Mann wiederum das Bein sofort ausgiebig benutzen kann. Der beste negative Abguß für diese Lederhülse ist die letzte Gipsleimhülse, die er getragen hat, was als ein neuer, zeitersparender Vorteil hervorgehoben werden darf. Die Mehrkosten gegenüber einem Kunstbein beschränken sich auf die eine bis drei Gipsleimhülsen. Alles übrige muß irgendwann sowieso angeschafft werden. Demgegenüber steht aber neben den schon angeführten Vorteilen, namentlich dem, daß die Leute auf das Bein eingelaufen sind, der Umstand, daß der Mann kein Behelfsbein braucht, sondern sofort eines von den beiden ihm zustehenden Kunstbeinen zur Verfügung hat. Die Amputierten, welche wir bisher damit ausgerüstet haben, waren außerordentlich zufrieden. Ein Offizier ist damit sofort in Urlaub gefahren, und, obwohl er ein ungewöhnlich großer und kräftiger Mann ist, leistet die Gipsleimhülse ihm alles, was er verlangt.

6. Das Uebergangsbein bei Unterschenkelamputation.

Sinngemäß wird bei Unterschenkelamputationen verfahren, nur daß hier die Unterschenkelschienen vorläufig geschwärzt bleiben und außerdem mit zwei angenieteten Blechschellen versehen werden (Fig. 12), um besonders bei kurzen Stümpfen die Gipshülse gut zu tragen. Wichtig ist hier die Art des Abgusses. Die Dollingerschen Seitenplatten haben, so gut sie an sich sind, den Nachteil, daß die Außen-

Fig. 12.



Kombinationsbein für kurzen Unterschenkelstumpf.

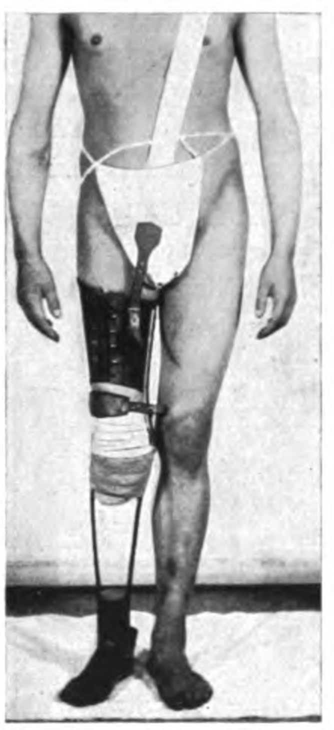
Fig. 13.



Gipsabguß für Kombinationsbein. Die Stützpunkte liegen zu beiden Seiten des Lig. patellae und an der Hinterfläche der Wade.

platte wegen ihres Druckes auf Fibulaköpfchen und Nervus peroneus häufig nicht vertragen wird. Dagegen kann man eine vortreffliche Stütze dadurch gewinnen, daß der Arzt beim Abguß in der oben erwähnten Form, d. h. Umwicklung des Stumpfes mit einer Lage Gips, die beiden Daumen seitlich vom Lig. patellae eindrückt und mit den Flächen der vier anderen Finger an beiden Händen unterhalb der Kniekehle die Weichteile nach vorn drängt (Fig. 13), so daß also die Stelle, wo sonst Dollingers Seitenplatten sitzen, vollständig frei und unbelastet bleiben. Da dieser Abguß, nachdem weitere Gipsleimschichten auf ihm abgetragen worden sind, vom Amputierten un-

Fig. 14.



Kombinationsbein für kurzen Unterschenkelstumpf.

mittelbar benutzt wird, so sitzt er auch absolut sicher und fest und ohne Druck, und die Leute können auch mit ganz kurzen Stümpfen den mechanischen Unterschenkel gut regieren (Fig. 14) und laufen sofort den ganzen Tag mit ihrem Kunstglied herum.

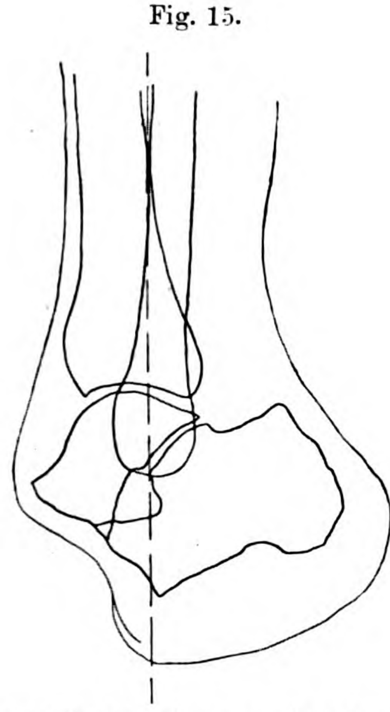
III. Kunstbeine.

Einen besonderen Typ von Kunstbeinen haben wir bisher nicht zu bauen Veranlassung gehabt, weil unsere eigenen Behelfs- und Uebergangsbeine und die sonst vorhandenen Typen ausreichten. Ich verzeichne deshalb hier nur die mehrfach von uns angewandte

7. Prothese für Absetzung nach Chopart.

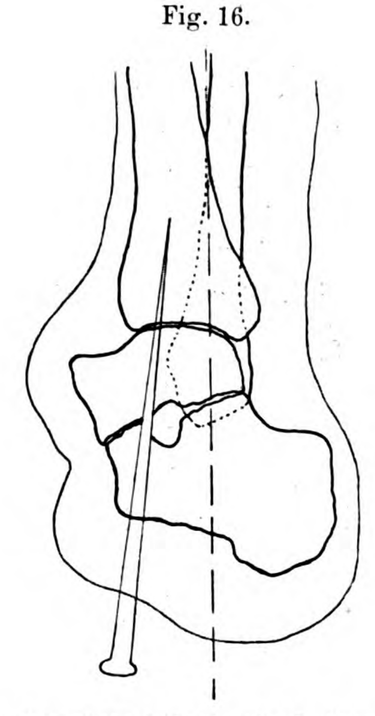
Wenn nicht auf irgend eine Methode, z. B. durch Vernähung der Strecksehne an der Vorderfläche des Calcaneus, schon bei der Operation dafür gesorgt ist, daß Bewegungen der Fußwurzel im oberen und unteren Sprunggelenk ausgeschaltet sind, so haben die Amputierten einen Stumpf, den sie so gut wie gar nicht benutzen können, weil die Achillessehne eine Plantarflexion bewirkt (Fig. 15) und im unteren Sprunggelenk passive Seitenbewegungen stattfinden. Dieser Uebelstand kann so hochgradig sein, daß die Leute vollständig unfähig sind, überhaupt zu gehen oder zu stehen. Ich habe deshalb in einem Falle doppelseitig nach Durchtrennung der Achillessehne das obere und untere Sprunggelenk blutig versteift und mir das gewonnene Resultat dadurch erhalten, daß ich mittels eines von der Sohle her bis in die Tibia vorgetriebenen goldenen Nagels die Gelenkstellung so lange sicherte, bis die knöcherne Vereinigung vollendet war (Fig. 16). Nun konnte der Mann mit völliger Sicherheit und Verläßlichkeit seine Prothese gebrauchen. Diese haben wir in mehreren Fällen so gearbeitet, daß in eine Holzhülse ohne Fußgelenk von hinten her die Stümpfe eingeführt werden. Die Abwicklung geschieht durch die Elastizität des aus Blockfilz hergestellten Fußes (Fig. 17). Man kann entweder den Hackenteil vollständig schließen und die Wade fest ver-

Fig. 15.



Röntgenbild eines Choparts. Man sieht die freien Gelenkspalte, die nach allen Richtungen hin Bewegungen zulassen; die Hacke ist hochgezogen, die Schwergewichtslinie fällt vor die Sohle. Jedes Auftreten oder feste Stehen ist unmöglich.

Fig. 16.



Nachträgliche Arthrodese beider Sprunggelenke bei Chopart. Die Schwergewichtslinie fällt in die Mitte der Sohle.

Fig. 17.



Chopartprothese.
Hölzerne, hinten verschnürbare Unterschenkelhülse, keine Fußgelenke, Fuß aus Blockfilz.

Fig. 18.



Chopartprothese beiderseits mit hinterer Riemenschnallung. Der Mann steht und geht mit völliger Sicherheit, nachdem die Sprunggelenke beiderseits knöchern arthrodesiert sind.

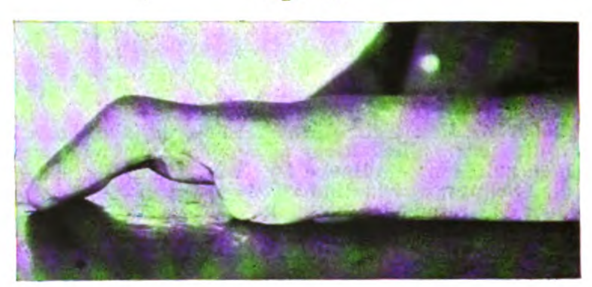
schnüren, oder man kommt auch mit zwei ringförmigen Riemen am Unterschenkel aus und einer Verschnürung in der Hacke (Fig. 18). Die Leute lehnen sich gegen die starre Unterschenkelhülse, wie etwa ein Mann, der an einem Abgrund steht und ein Gefühl der Sicherheit dadurch erhält, daß er seine Schienbeine gegen die Kante einer feststehenden Bank preßt.

IV. Passiv bewegliche künstliche Hand und Finger.

8. Federnde Beweglichkeit der Finger im Grundgelenk.

Wenn von der Hand der 3. bis 5. Finger verloren gegangen sind (Fig. 19), so hat der Mann von der üblichen Art des Ersatzes, nämlich der Anbringung steifer Holzfinger an einer die Hand umschließenden

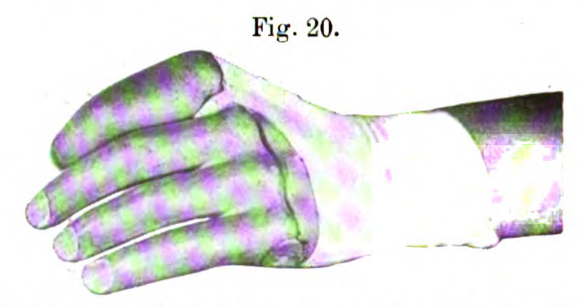
Fig. 19.



Verlust des 3. bis 5. Fingers.

Lederlasche, verhältnismäßig wenig, weil diese Holzfinger genau wie nach Phlegmonen versteifte lebendige Finger ihn bei zahlreichen Greifbewegungen hindern, z. B. wenn er von einer flachen Unterlage einen

Fig. 20.



Der 3. bis 5. künstliche Finger ist gemeinsam im Grundgelenk federnd beweglich.

kleinen Gegenstand (Bleifeder u. ä.) aufheben will. Wir haben deshalb in solchen Fällen die drei Finger zusammenhängend im Grundgelenk beweglich gemacht (Fig. 20) und dem Gelenk eine Feder ein-

verleibt, welche die passive Beugung ohne weiteres gestattet, dann aber von selbst die Finger wieder in die mittlere Haltungsebene zurückschnellt (Fig. 21).

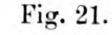
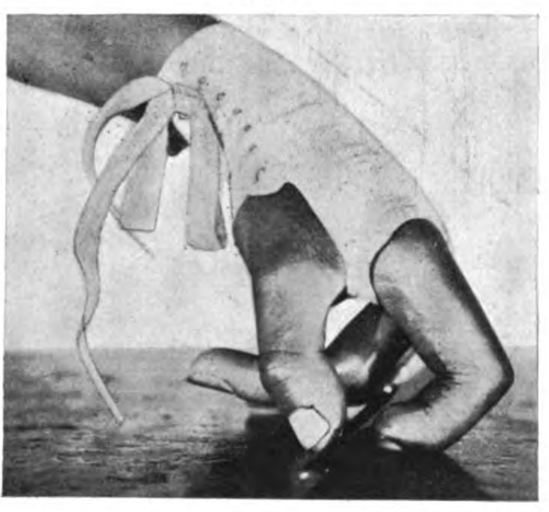


Fig. 21.



Beim Erfassen der Bleifeder beugen sich der 3. bis 5. Finger in dem federnden Grundgelenk.

9. Feststellbarer Zeigefinger.

Ein Mann hatte den 2. bis 5. Finger verloren und der übriggebliebene Daumen vermochte keine Oppositionsbewegungen mehr zu machen, sondern konnte nur noch gestreckt und gebeugt werden und zwar in einer Ebene, welche volar von der der steifen Holzfinger lag (Fig. 22). Um ihm die Möglichkeit zu geben, daß er vermittelst einer Adduktionsbewegung einen Gegenstand gegen den Zeigefinger drücken und so festhalten konnte, war es notwendig, dem künstlichen Zeigefinger Beugung und zugleich Feststellbarkeit in seinen Gelenken zu geben. Zu dem Zwecke wurden die einzelnen Fingerglieder durch gelenkige Stangen miteinander zwangsläufig verbunden (Fig. 23). Eine Federung zwischen Mittel- und Endglied sorgte dafür, daß der Finger von selbst wieder in die Streckung zurückschnellte, sobald die am Grundgelenk sitzende Arretierung ausgeschaltet wurde. Diese letztere ermöglichte es, durch ein

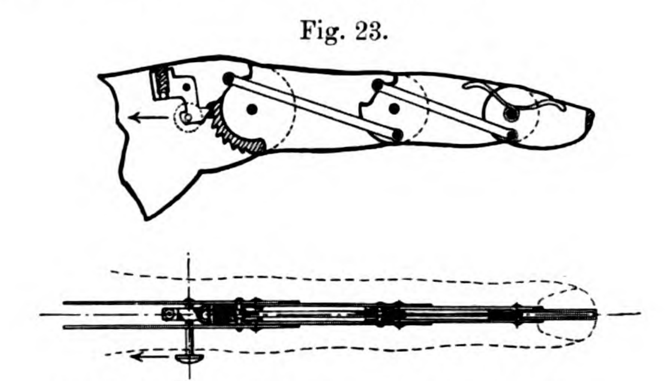
Fig. 22.



Verlust des 2. bis 5. Fingers. Der Daumen kann nur gebeugt, nicht opponiert werden.

Zahnrad und einen Sperrhaken den Finger in jeder beliebigen Beugung festzustellen, so daß der Mann nunmehr diesen als Widerhalt beim Greifen benutzen konnte (Fig. 24).

Fig. 23.



Konstruktionszeichnung des verstellbaren Zeigefingers.

Fig. 24.



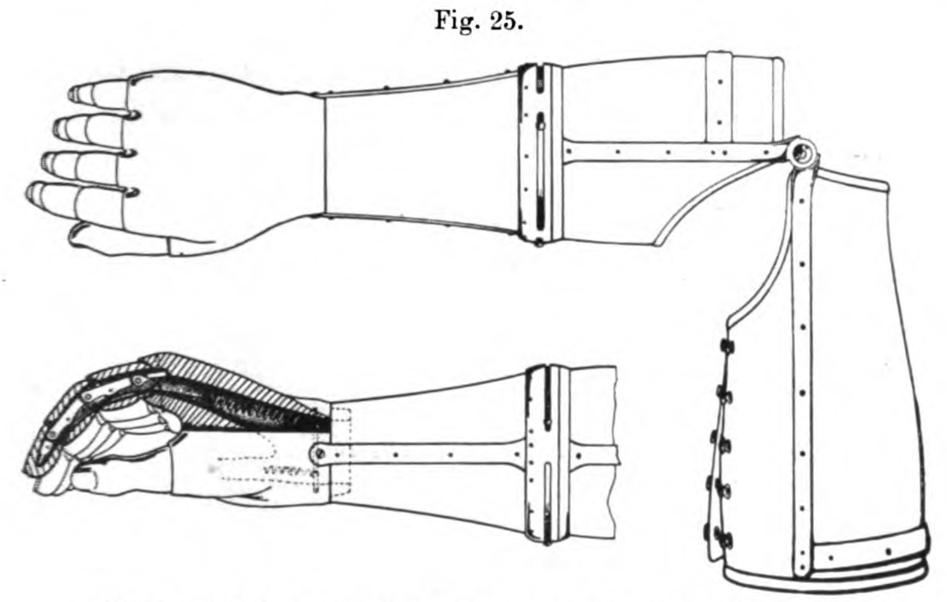
Der Daumen findet jetzt an dem gebeugten Zeigefinger Widerhalt beim Greifen.

V. Kunstarme.

10. Supinationsarm mit Drehgelenk.

Ein in unserer Sammlung befindlicher französischer Arm zeigte uns, daß schon vor 30 bis 40 Jahren der Versuch gemacht worden ist, die Supinationsbewegungen des Stumpfes auszunutzen. Wenn der distale Stumpfabschnitt von der Hülse festgehalten wird und der proximale in der Hülse beweglich bleibt, so ist es möglich, die Hand in Pro- und Supinationsstellung zu bringen, falls in der Mitte der Unterarmhülse eine ringförmige Gleitung vorgesehen ist. Diese zeigt der französische Arm (Fig. 25) in der Form, daß zwei Metallringe flächenförmig aufeinandergleiten und durch einen Stift in einer Schlitzführung vor dem Abrutschen bewahrt werden. Auch für die passive Herstellung einer Supinationshaltung ist diese Vorrichtung anwendbar, wenn man nämlich statt des Stiftes einen Preßknebel anbringen würde.

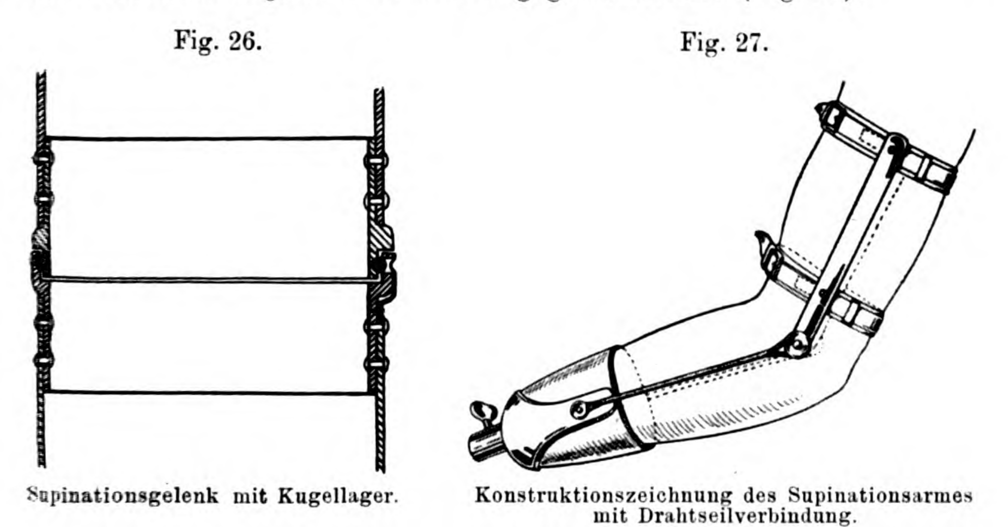
Fig. 25.



Alter französischer Arm mit Supinationsbewegung der Unterarmhülse.

Wir haben diesen Gedanken übernommen und ihn nur in der Form zur Ausführung gebracht, daß wir ein ringförmiges Kugellager anwandten, das von den Kugeln selbst zusammengehalten wird und eine besonders ungehemmte Gleitung gewährleistet (Fig. 26).

Fig. 26. Fig. 27.



Supinationsgelenk mit Kugellager.

Konstruktionszeichnung des Supinationsarmes mit Drahtseilverbindung.

11. Supinationsarm mit Drahtseilverbindung.

Zerlegt man die Unterarmhülse sowieso in zwei Teile, so besteht eigentlich gar keine Notwendigkeit, diese miteinander in unmittelbare Berührung zu bringen. Wir haben deshalb in einem späteren, mehrfach angewandten Typ auf die ringförmige Führung verzichtet und von

dem distalen Hülsenteil zwei seitliche Drahtseile direkt zur Oberarmhülse geführt, so zwar, daß sich die oberen Enden der Drahtseile schlingenförmig um zwei Hohlräder legen, welche an den beiden Außenenden der idealen Gelenkachse sitzen (Fig. 27). Dadurch wird erstlich die freie Beugung und Streckung im Ellbogengelenk ermöglicht, und

Fig. 28.

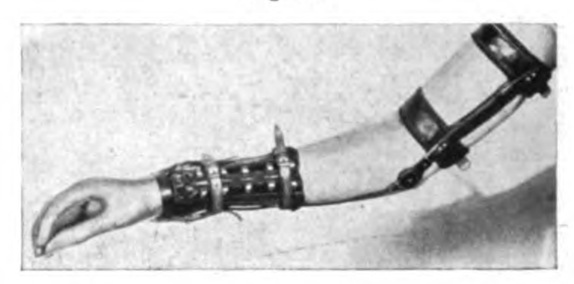
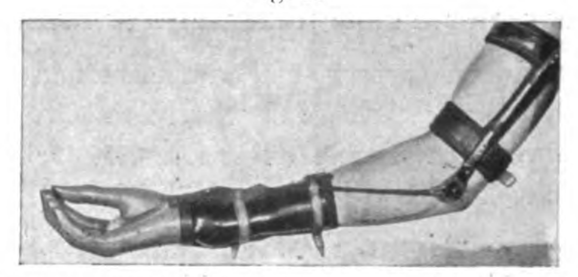


Fig. 29.



Supinationsarm mit Drahtseilverbindung in Pro- und Supinationshaltung.

wenn nun der Unterarm, dessen Haut jetzt zu ihrem größten Teil unbedeckt ist, Drehbewegungen ausführen will, so folgen ihm die Drahtseile ohne die geringste Hemmung, indem sie bei ihrer Verdrehung die distale Unterarmhülse nur noch fester auf den Stumpf heraufziehen (Fig. 28 u. 29).

12. Supination mit vermehrtem Handausschlag.

Für die Fischerhand Nr. 26 haben wir eine Supination mit Zahnradübertragung gebaut, bei der die Hand einen größeren Pro-Supinationsausschlag macht, als der Stumpf, so daß eine völlig natürliche Bewegung herauskommt (Fig. 30 u. 31).

Das Stumpfende liegt in der gut angepaßten Manschette *A*, die ihrerseits ohne Zusammenhang mit den Seitenschienen ist und dem Zapfen *B* mit einer um diesen drehbaren Hülse aufsitzt (Fig. 32). An der Hülse befindet sich der flache Seitenhebel *C* mit dem Stift *D*. Dieser greift in den Schlitz *E* des Schlittens *F* ein und bewegt ihn

in seiner Führung hin und her, wenn der Stumpf pro- oder supiniert wird. Die Zahnstange des Schlittens greift ihrerseits in das Zahnrad, welches mit dem Zapfen der Hand fest verbunden ist. Je nachdem

Fig. 30.

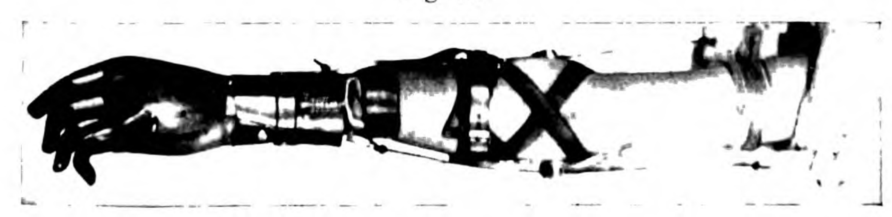
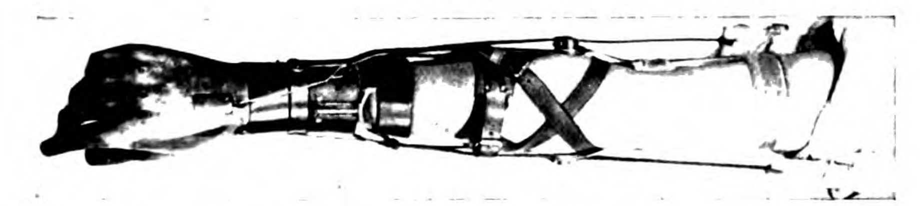


Fig. 31.



Supinationsarm mit vermehrtem Handausschlag. Man sieht, daß der Ausschlag des Stumpfes kleiner ist als der der Hand.

man den Radius des Zahnrades bemißt, hat man es in der Hand, eine geringe Supination in eine entsprechend größere der Kunsthand umzusetzen. Da jeder Unterarmstumpf einen um so ge-

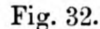
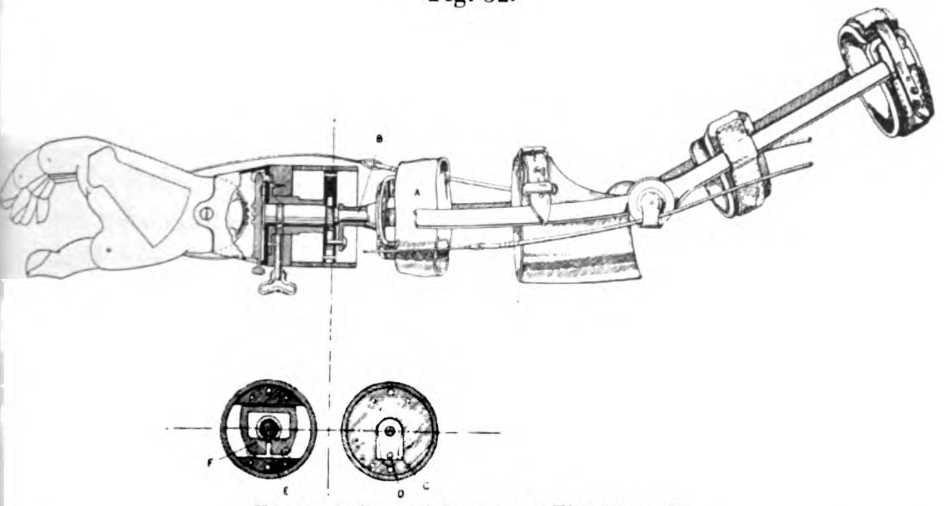


Fig. 32.



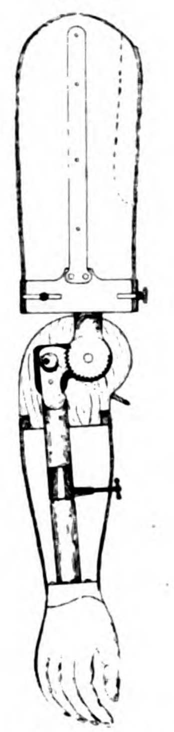
Konstruktionszeichnung zu Fig. 30 u. 31.

ringeren Supinationsausschlag hat, je kürzer er ist, so kann man an dieser Stelle den Mechanismus ohne weiteres den jeweiligen Verhältnissen anpassen.

13. Zahnradarm, zugleich Schönheitsarm.

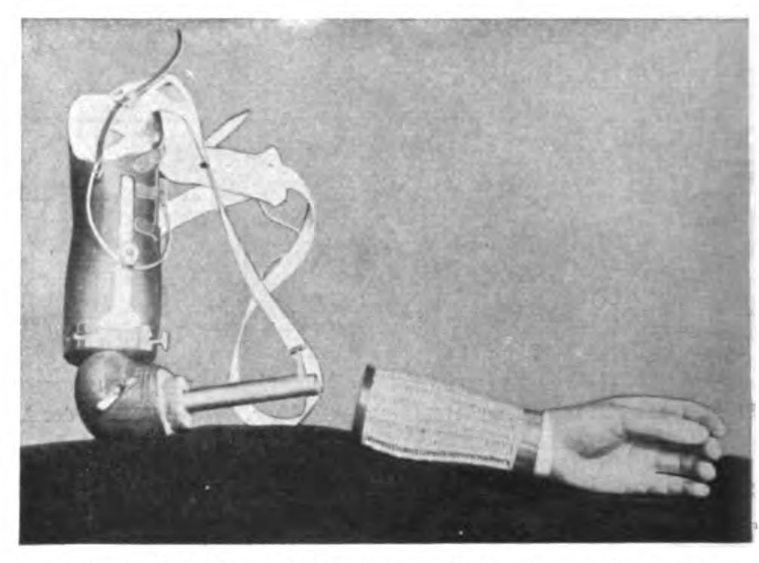
Vom Beginn des Krieges an haben wir uns fortlaufend mit dem Problem der Oberarmprothese beschäftigt, und ich bin schon frühzeitig und dann bei jeder Gelegenheit später der noch bis in den Krieg hinein

Fig. 33.



Konstruktionszeichnung des Zahnradarms.

Fig. 34.



Aeußere Ansicht des Zahnradarms mit dem tragenden Gerüst an der Stelle des Skeletts.

geltend gemachten Ansicht entgegengetreten, daß ein Oberarmstumpf nur ein wertloses Anhängsel sei[1]); denn die Erfahrungen der Werkstätten in den Krüppelheimen und die Erfahrungen aus der Unfallpraxis besagten genau das Gegenteil, nämlich, daß selbst ein von einer Hülse eben gerade faßbarer Stumpf bei genügender Beweglichkeit des Schultergelenkes und ausreichender Kraft der Muskeln

[1]) Biesalski, Ueber Prothesen bei Amputation des Armes, insbesondere des Oberarmes. Münch. med. Wochenschr. 1915, Nr. 44. — Derselbe, Kriegskrüppelfürsorge. Ein Aufklärungswort zum Troste und zur Mahnung. Im Auftrage der Deutschen Vereinigung für Krüppelfürsorge und der Deutschen Orthopädischen Gesellschaft herausgegeben. Leipzig, Verlag Leopold Voß. 121. bis 140. Tausend. — Derselbe, Der Arbeitsarm und der Armstumpf. Vortrag auf der außerordentlichen Tagung der Deutschen Gesellsch. f. orthop. Chir. am 8. Febr. 1916, Versammlungsbericht: Zeitschr. f. orthop. Chir. Bd. 36, S. 233. — Derselbe, Grundsätzliches über die Anwendung von Kunstgliedern. Zeitschrift für Krüppelfürsorge 1916, Bd. 9, Heft 3. — Derselbe, Der Prothesenbau seit Kriegsbeginn. Jahreskurse f. ärztl. Fortbildung 1916 (Dezemberheft).

noch sehr wertvolle Dienste zu leisten vermag. Der erste Oberarmersatz, den wir anfertigten, hatte eine Hülse, die in einem flachen Teller endigte (Fig. 33). Dieser trug die Sichelbewegung, welche durch zwei aufeinander gleitende Ringe mit Schlitz- und Knebelverschluß ermöglicht wurde. Darunter saß der künstliche Unterarm mit einem kugeligen Holzstück, das die äußere Form des Ellbogens nachahmen sollte. Bewußtermaßen ist hier zum ersten Male unseres Wissens die Zahnradfeststellung angewandt und der tragende Teil an die Stelle des Skelettes verlegt worden. Nicht zwei Seitenschienen, sondern ein zentral gelegenes Mannesmannrohr bildete den Unterarm (Fig. 34), während die Feststellung dadurch bewerkstelligt wurde, daß in das zum Oberarm gehörige Zahnrad eine durch einen Exzenterhebel auszulösende Verzahnung des oberen Unterarmendes mit je drei Zähnen eingriff. Zum ersten Male ist auch an diesem Arm unseres Wissens die Vereinigung von Arbeits- und Schönheitsarm ausgeführt worden, indem über das Mannesmannrohr eine der natürlichen Form nachgebildete Unterarmhülse zunächst aus Korbgeflecht, später aus Leder gezogen wurde. Die Aufhängevorrichtung mit innerer Rolle wird weiter unten beschrieben werden. Mit diesem Arm haben die Leute in den Werkstätten der Anstalt und dem Garten lange Zeit hindurch jede Arbeit geleistet (Fig. 35).

Fig. 35.

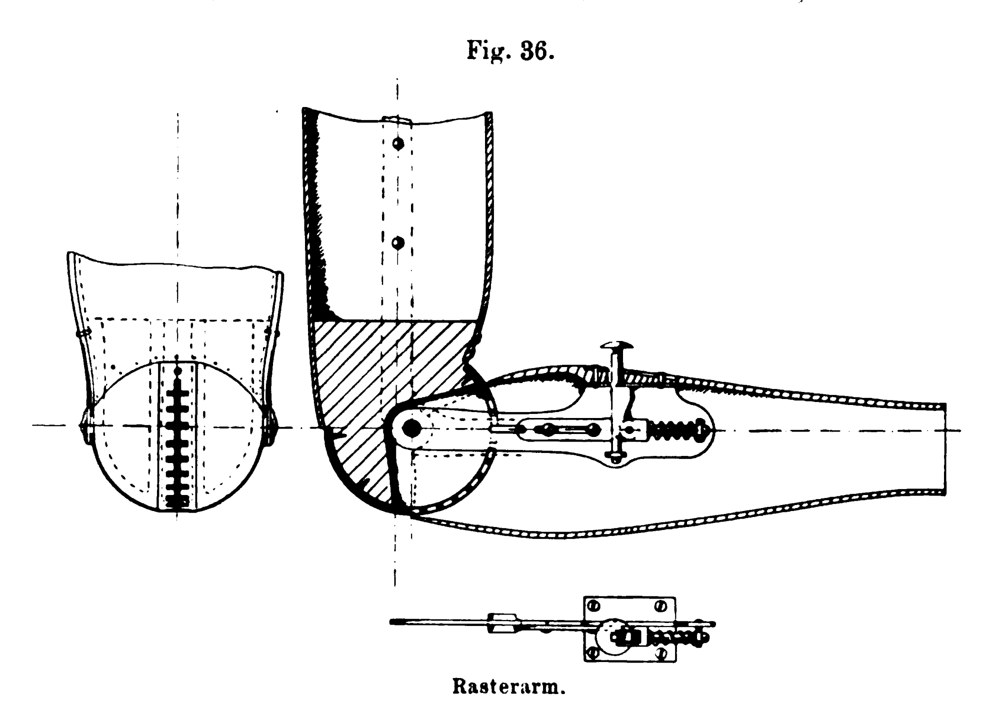
Beispiel für den Gebrauch des Zahnradarmes.

14. Rasterarm.

Von dem Gedanken der starren Feststellung sind wir niemals wieder abgegangen, nur der weiter unten zu beschreibende hölzerne Tischlerarm zeigt Kugelgelenke, aber auch mit besonderen Vorrichtungen, welche die freie Schlotterung verhindern. Aehnlich dem Zahnradarm war der Rasterarm, der an der Stumpfhülse einen kuge-

ligen Holzteil trug, mit einem Gleitschlitz und queren Spalten versehen, in die vom Unterarm her ein durch eine Federung vorgetriebener flacher Zahn eingriff (Fig. 36). Ein stählerner Druckstift mit schiefer Ebene konnte den Zahn aus dem Rasterloch entfernen, so daß freie

Fig. 36.



Rasterarm.

Gleitung möglich war und ihn durch eine einfache Arretierung in der Weise feststellen, daß eine Nase an der Unterarmhülse in eine unter dem Knopf des Stiftes sitzende Einkerbung eingriff.

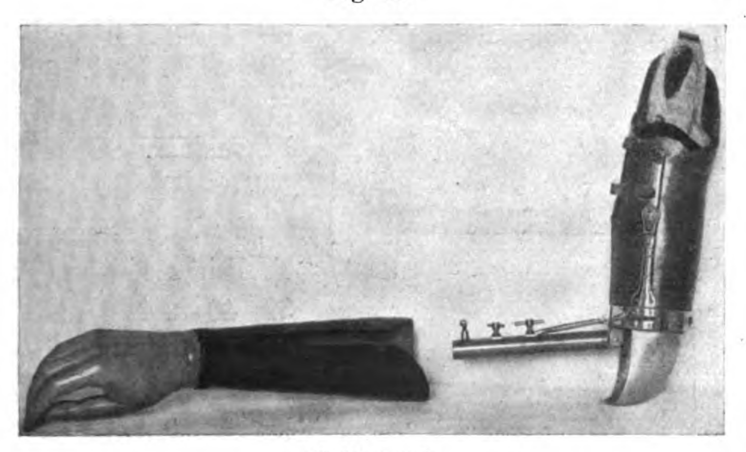
15. Federarm.

„Bei den bisherigen Modellen hatten die Leute nur mit freiem Ellbogengelenk arbeiten können, z. B. beim Feilen, Hobeln und manchen Gartenarbeiten, oder mit festgestelltem Gelenk. Das letztere ergab aber mancherlei Schwierigkeiten, z. B. beim Hämmern, wo die Bewegungen ungeschickt ausfielen, und der Ruck sowohl das mechanische Gelenk stark angriff, als sich auch leicht auf das namentlich in der Anfangszeit empfindliche Schultergelenk in schmerzhafter Weise übertrugen. Ich glaubte daher einen Versuch mit der Einführung des Federungsprinzips machen zu sollen, das ja in der Orthopädie in Gestalt des künstlichen Quadriceps und den Pufferfedern des Kunstfußes bekannt war und das wir schon an der Spiralfederschiene am gelähmten Fuß angewandt hatten. Die erste Ausführung (15 a)



zeigen die Fig. 37 und 38. Wir übernahmen von dem Zahnradarm das zentral gelegene Mannesmannrohr und gestalteten den Holzklotz zu einer hohlen Aluminiumkapsel um. Am unteren Rande der Oberarmhülse sitzt das Gelenk und ein an seinen beiden Enden gelenkiger Hebel, der einen Spritzenstempel im Innern des geschlitzten Mannesmannrohres führt. Zu beiden Seiten des Spritzenstempels liegen Spiralfedern, die nach proximal und distal einen Widerhalt an zwei kürzeren Stempeln finden, die ihrerseits durch einen Längsstab verbunden sind. Knebelpressen gestatten sowohl die Feststellung des mittleren Stempels, dann steht der Arm ganz fest, oder des distalen und damit zugleich auch des proximalen, dann kann der mittlere Stempel zwischen den

Fig. 37.

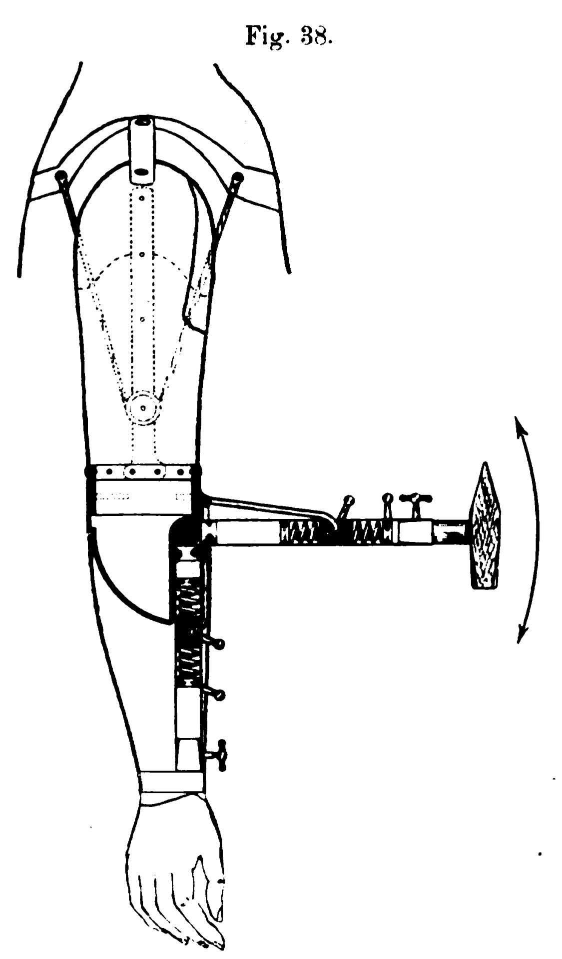


Federarm I.

Federn schwingen. Am Ende befindet sich eine Feststellung für das Ansatzstück. Dieser Arm ermöglicht also wie alle übrigen Arme die freie Gleitung oder die starre Feststellung in beliebigem Winkel. Er bot aber noch etwas Neues, nämlich die Möglichkeit der Federung. Diese kann nach zwei Richtungen hin ausgenutzt werden: erstlich passiv in dem Sinne, daß ein kurzer Ruck oder Schlag im Sinne der Pressung oder des Zuges von der Feder zum größten Teil aufgefangen wird. Dadurch wird sowohl das mechanische Gelenk weniger stark beansprucht, was z. B. bei landwirtschaftlichen Arbeiten mit dem langen Hebelarm der Hacke oder der Harke von Bedeutung ist, und auch der Stoß auf das Schultergelenk wird beträchtlich gemildert. Zweitens aber stellt die Federung in gewissem Sinne auch eine aktive Kraft dar. Wenn nämlich beim Hämmern durch den Schlag eine passive Beugung des Ellbogengelenkes bewirkt wird, so wird die Distal-

feder zusammengedrückt und muß in dem Augenblick, wo der Unterarm nach dem Schlage von der Unterlage wieder erhoben wird, die durch die Pressung hervorgerufene Spannung dadurch zum Ausdruck bringen, daß sie den Spritzenstempel nach proximal hinwirft, was einer aktiven Streckung des Ellbogengelenkes gleichkommt; und wenn der Mann den Oberarm in der Luft beugt und streckt, so sieht man deutlich, wie der mit einem Hammer belastete Unterarm hämmernde Bewegungen macht, d. h. die Bewegungen des Oberarmstumpfes werden in aktive Beugung und Streckung des Unterarmes übersetzt. Das Hämmern, das für Punzen, Treiben, Nieten, Einschlagen von Nägeln u. dgl. vollständig ausreicht, wird mit großer Leichtigkeit und voller Treffsicherheit ausgeführt (Fig. 39, 40 u. 41), und die Leute erklären übereinstimmend, daß sie mit dem federnden Ellbogengelenk leichter und sicherer hämmern, als mit dem steifen, was durchaus mit dem Urteil übereinstimmt, das man durch die Beobachtung gewinnt. Wünschenswert wäre es, wenn der Arm auch im Fabrikbetrieb ausprobiert werden würde, was in nächster Zeit geschehen soll. Ein Briefträger klemmt sich in die an dem federnden Unterarm sitzende Hand die kleine Ledertasche ein, in welcher er die für das jeweilige Haus bestimmten Briefe aufbewahrt.

Fig. 38.



Konstruktionsmodell des Federarmes I.

An einem zweiten Modell (15 b) wurde die Feder außerhalb des Rohres angebracht und der Verbindungshebelarm dementsprechend an seinem unteren Ende gespalten. Die Feststellung geschah dadurch, daß die über dem Rohr gleitenden Ringe durch eine Knebelschraube zusammengepreßt wurden (Fig. 42).



Diesem gleichwertig ist das dritte Modell (15 c), wo die Knebelschraube ersetzt ist durch einen Hebel mit einer steilgewindigen Schraube, so daß einfach beim Umlegen des Hebels die Zusammen-

Fig. 39.



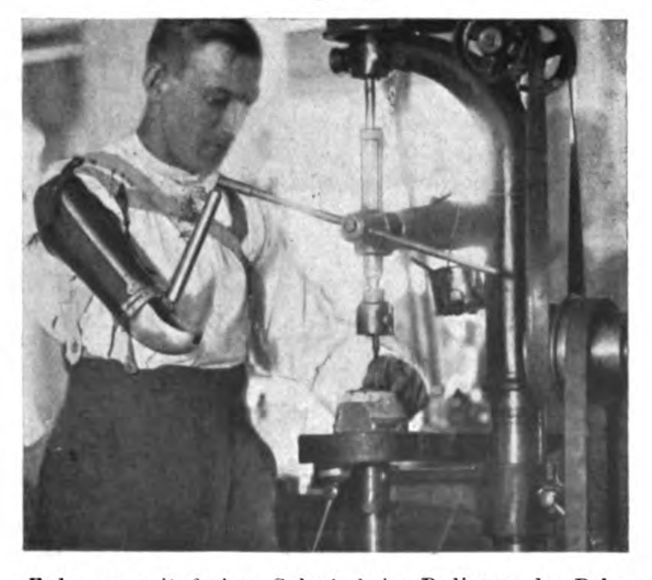
Federarm bei der Arbeit zum passiven Auffangen des Ruckes am Ende des Hammerstiels.

Fig. 40.



Ausnutzung der aktiven Federkraft beim Treiben einer Plattfußeinlage.

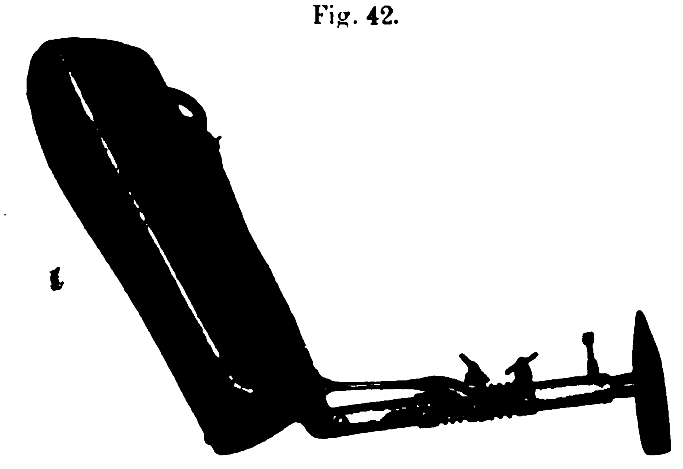
Fig. 41.



Federarm mit freiem Gelenk beim Bedienen der Bohrmaschine. Die Abmessung des Druckes geschieht durch das Gefühl des Oberarmstumpfes durch Vermittlung von Kunstarm und Bandage.

pressung der Ringe stattfindet (Fig. 43). Hier ist nun schon die Aluminiumkapsel zu einem geschlossenen Topf geworden, der bei den späteren Konstruktionen noch von Bedeutung werden sollte.

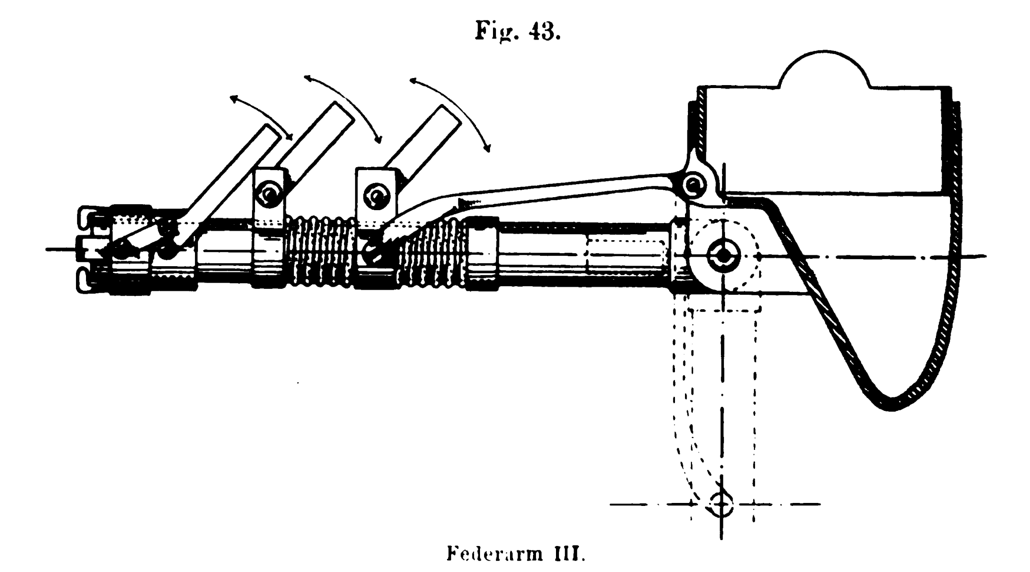
Fig. 42.



Federarm II.

Die Anbringung der Federn außerhalb des Rohres hat sich aber nicht bewährt. Wir kehrten deshalb zu dem ersten Typ in dem vierten Modell (15 d) zurück und verlagerten sie wieder in das Innere des

Fig. 43.



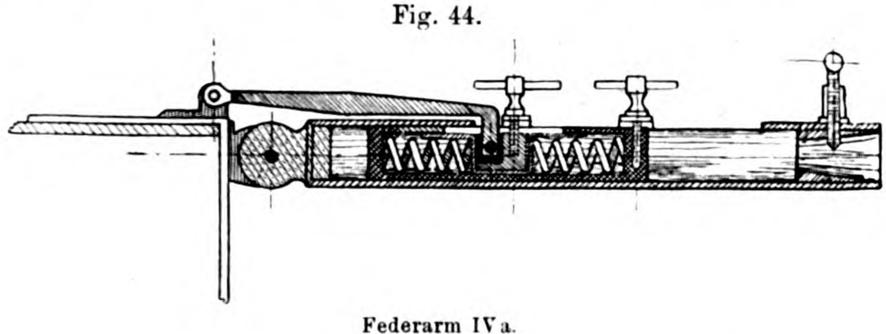
Federarm III.

Rohres als Sprialfeder (Fig. 44) oder als Pufferfeder (Fig. 45), nur wurden hier die Federn in ein inneres Rohr verlegt, dessen proximaler und distaler Verschluß zugleich die Widerhalte bildete. Von dem mittleren Spitzenstempel gingen zwei Deckplatten nach proximal und

distal, so daß beim Gleiten der Schlitz des Außenrohres, durch welchen der Hebelarm eintrat, dauernd verschlossen und somit vor Verschmutzung bewahrt war (Fig. 44).

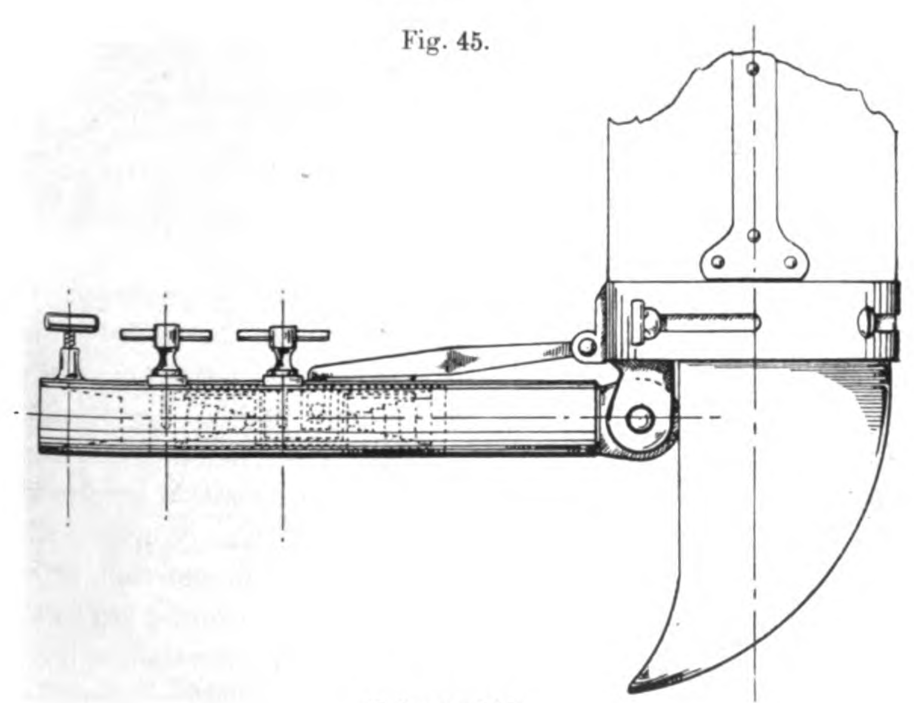
In einem fünften, für die fabrikmäßige Herstellung vorgesehenen, aber nur einige Male ausgeführten Modell (15 e) wurde nun der Topf,

Fig. 44.



Federarm IV a.

Fig. 45.

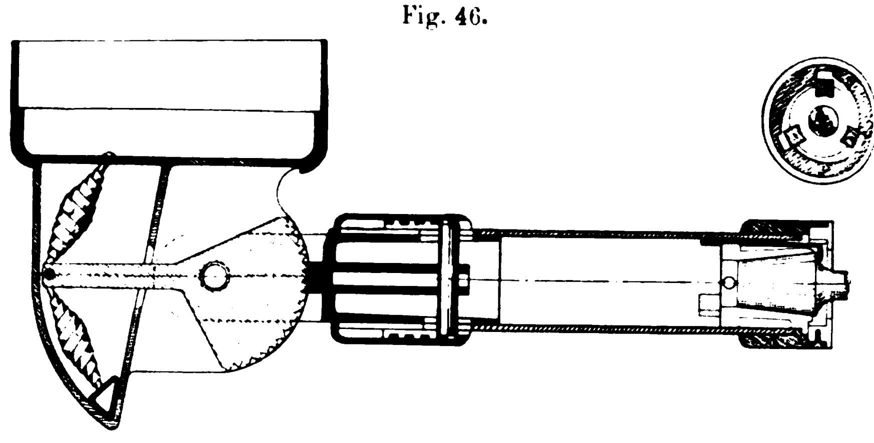


Federarm IV b.

zu dem sich allmählich der das Ellbogengelenk nachahmende Holzteil des Zahnradarmes entwickelt hatte, dazu benutzt, die Federung aufzunehmen (Fig. 46). Zwischen zwei Pufferfedern ist ein Hebelarm gelagert, der distal von seinem Drehpunkt ein Zahnrad trägt, in welches vom Unterarm her eine durch eine Ueberwurfmutter vorgetriebene Zahnung eingreift. Werden die Zahnungen in beliebigem Winkel mit-

einander in Verbindung gebracht, so muß der Hebelschwanz zwischen den Federn hin- und hergeworfen werden, wie in dem früheren Modell der Spritzenstempel. Wird die Zahnung gelöst, so gleitet das Gelenk

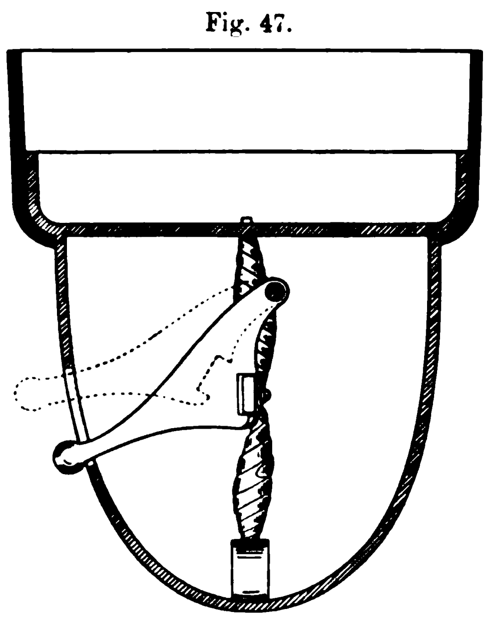
Fig. 46.



Federarm V.

frei. Für die Feststellung mußte eine besondere Vorrichtung angebracht werden (Fig. 47), bei der ein in der Frontalebene liegender flacher Hebel mit einer geeigneten Einkerbung den Hebelschwanz umgreift, so daß er nicht mehr schwingen kann.

Fig. 47.



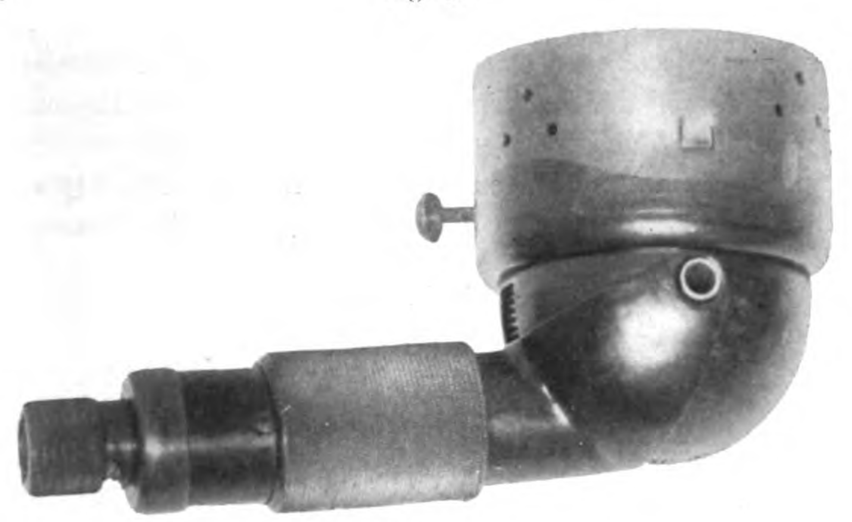
Feststellungsvorrichtung zum Federarm V.

Nach langwierigen Versuchen ist das sechste Modell (15 f) unter Mitwirkung des gesamten Stabes der Werkstatt entstanden, das nunmehr fabrikmäßig hergestellt werden wird (Fig. 48). Aus dem spitz zulaufenden Aluminiumtopf ist eine Hohlkugel geworden (ich erwähne dies als ein interessantes Beispiel dafür, wie aus zum Teil zufälligen Anfängen heraus — in diesem Falle dem Holzstück im Zahnradarm — sich allmählich wichtige konstruktive Umwandlungen ergeben), aber auch sonst hat sich die Konstruktion innerlich wie äußerlich geändert.

Fig. 49 zeigt die Gesamtansicht. An den oberen eisernen Hohl-

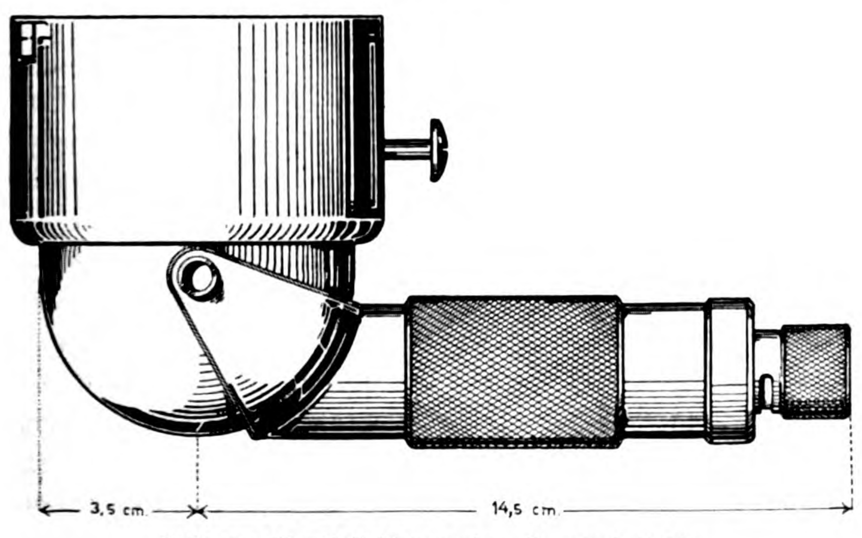
zylinder setzt sich nach oben die Oberarmhülse an, nach unten eine stählerne Halbkugel, durch welche in der Frontalebene eine Hohlachse hindurchgeht. Um diese schwingt das Unterarmrohr mittels eines Kugel-

Fig. 48.



Federarm VI.

Fig. 49.



Federarm VI mit Größenangabe. ½ natürl. Größe.

segmentes, das die Form einer stählernen Apfelsinenschale hat und infolgedessen gegen Verkantungen und Verdrehungen zuverlässig gesichert ist. Dem Unterarmrohr sitzen zwei Drehringe auf, von denen

der breitere zum Ellbogengelenk, der schmälere zum Handgelenk gehört (Fig. 52, 53).

Fig. 50 zeigt von derselben Seite her gesehen den Arm aufgebrochen und läßt erkennen, daß die Hohlkugel gegen den Zylinder im Sinne der Sichelbewegung drehbar ist und daß um die Achse sich ein freibewegliches halbes Zahnrad *J* legt, das durch eine in Form eines griechischen Omega gebogene Feder *K* in Mittelstellung gehalten wird, weil die Federenden sich gegen die dem Zahnrad aufsitzenden Zapfen *L* und L_1 lagern. Die Feder legt sich in der Frontalebene mit zwei hakenförmigen Widerlagern (siehe Fig. 54) auf die Achse auf. Außer diesem um die Achse innerhalb der Federung frei

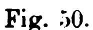
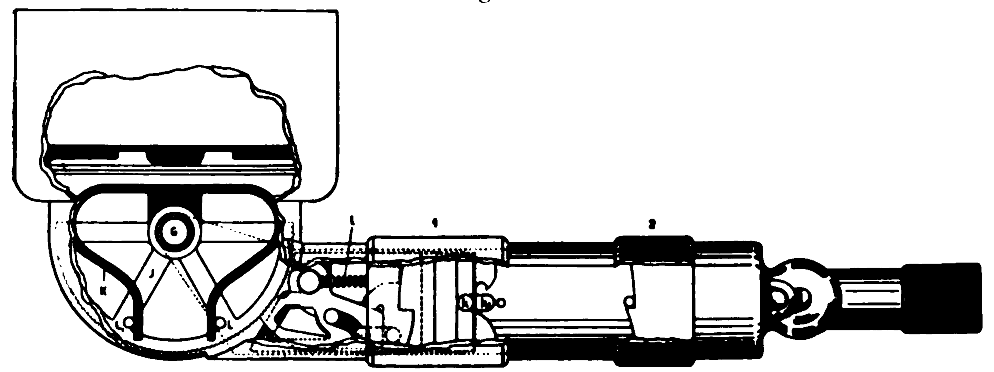


Fig. 50.

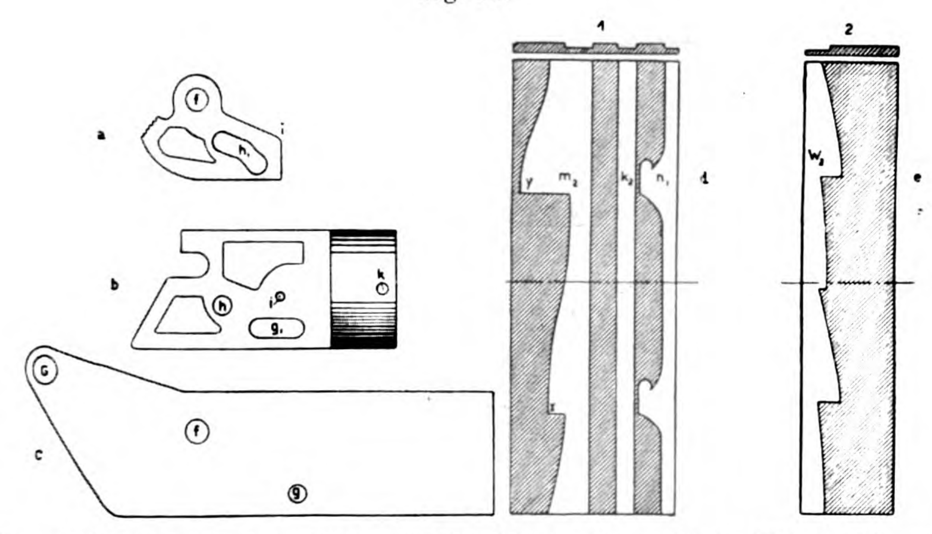


Federarm VI. Konstruktionszeichnung im Aufbruch.

drehbaren Zahnrad sitzt der Achse noch ein zweites Zahnrad J_1 auf, das sich mit seinen beiden Endverstrebungen (Fig. 52) gegen den Deckel des Topfes stemmt, also unbeweglich ist. Gezahnte Bremsbacken, welche vom Unterarm her je nach der Schaltung in das eine oder andere Zahnrad eingreifen oder auch voll aus ihm gelöst werden können, ermöglichen es, entweder dem Ellbogengelenk freie Gleitung zu geben oder es ganz festzustellen oder es federn zu lassen, und zwar in beliebigem Winkel. Zwischen den beiden Zahnrädern dreht sich um die Achse ein flaches Stahlblech *c* (Fig. 51), das auch aus den anderen Abbildungen ersichtlich ist. Es macht, und damit zugleich auch der Unterarm, einen Ausschlag von voller Streckung bis zu einer Beugung von 70° (Fig. 52). Damit es schwingen kann und die Bremsbacken angreifen können, befindet sich an der Vorderseite der Halbkugel *F* ein Schlitz, in welchem die Zähne der Räder zu sehen sind. Dazwischen liegt der schmale Raum für das 1 mm starke Stahlblech *c*. Eine Verschmutzung des Mechanismus der Halbkugel ist nicht möglich, weil

die Zahnräder gegen die Hohlkugel hin abgedichtet sind, und weil der etwa in den schmalen Spalt einfallende Schmutz von dem Blech bei seinen Bewegungen herausgedrängt wird. Dadurch, daß dieses Blech um die gleiche Achse schwingt, wie einerseits die Zahnräder und anderseits die Apfelsinenschale des Unterarmrohres, wird ein statisch unbedingt zuverlässiges Eingreifen der Zähne gewährleistet und jede Federung oder das Verziehen der Gelenkbewegungen vermieden. Die Feststellungsvorrichtung selbst, sei es für das Federzahnrad, sei es für das feststehende, oder die Lösung jeder Feststellung wird betätigt durch den einzigen gerändelten Ring 1, so zwar, daß auf jeder Seite

Fig. 51.

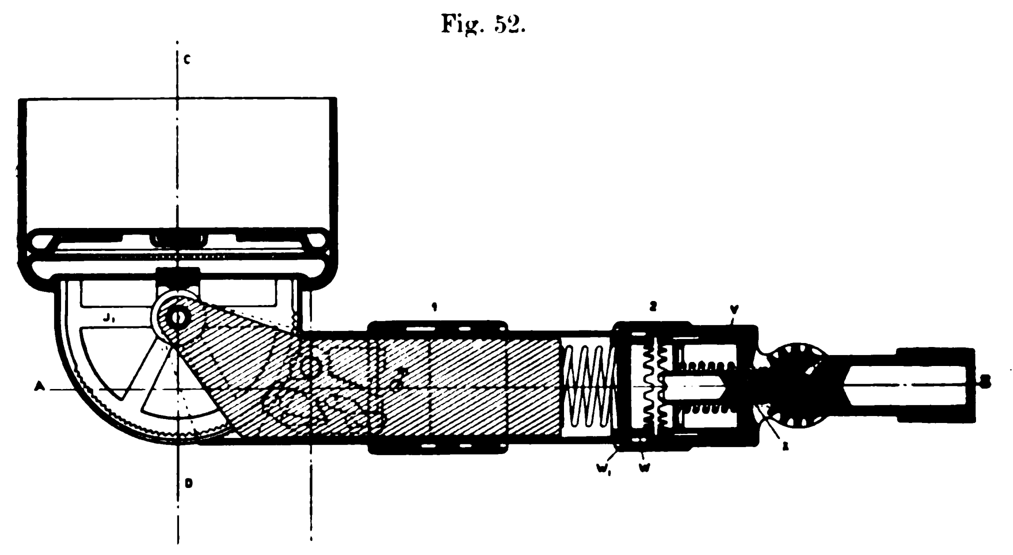


Konstruktionszeichnung des Schiebers und der Führungskurven in den Ueberwurfringen.

des Bleches die zu dem betreffenden Zahnrad gehörige Bremsbacke mit den Auslösungsvorrichtungen montiert ist. Während in der Aufbruchzeichnung (Fig. 50) die Feststellungsvorrichtung nur für das Federrad zu sehen ist, erkennt man in dem Schnitt (Fig. 52) die Feststellvorrichtung für das feststehende Zahnrad. Beide sieht man auf dem Schnitt (Fig. 53) von oben her. Die Bremsbacke für das Federrad ist in Fig. 51 unter *a* dargestellt, der zu ihrer Betätigung nötige Schieber unter *b*, der an seinen Enden einen für die Gleitung im Oberarmrohr bestimmten Halbzylinder trägt. Beide sind montiert auf dem Blech *c*. *f* ist in Fig. 51 der Drehpunkt für die Bremsbacke, während der Stift *g* in dem Schlitz g_1 gleitet und der Stift *h* sich in dem Kurvenschlitz m_2 bewegt. Stift *i* in *b* verriegelt die Bremsbacke an der Stelle *i* in *a*, wie in Fig. 50 ersichtlich ist. Diese Art der Feststellung

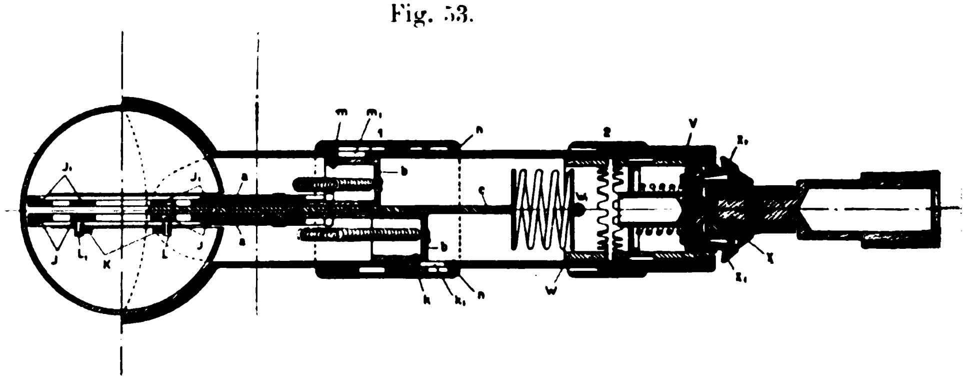
ist eine unter allen Umständen gleichbleibend sichere, weil sie automatisch wirkt und nicht davon abhängig ist, ob der Mann die Feststellung scharf anzieht oder nicht. Dieser Grundsatz ist auch bei den anderen Gelenken, namentlich beim Handgelenk und bei der Sichelbewegung durchgeführt und unterscheidet den Arm in seiner

Fig. 52.



Sagittaler Längsschnitt durch Federarm VI.

Fig. 53.



Horizontaler Längsschnitt durch Federarm VI.

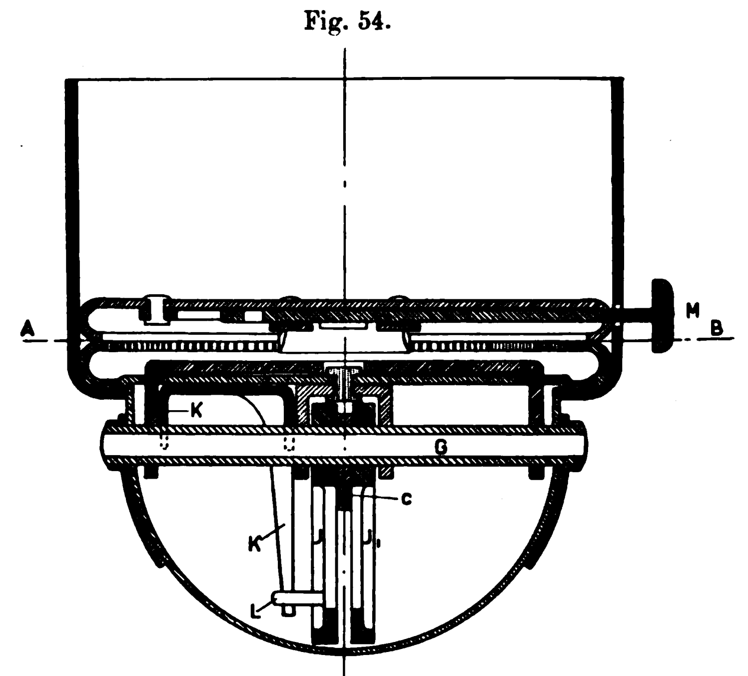
Betriebssicherheit wesentlich von den meisten anderen Konstruktionen. Es ist also gar keine besondere Intelligenz oder Gewissenhaftigkeit des Kunstarmträgers notwendig, sondern die Feststellung ist unter allen Umständen stets die gleiche. Beim Streckungsversuch des mechanischen Ellbogengelenkes verriegelt sich die Bremsbacke nur noch fester in die Zähne. Beim Beugungsversuch, wo die Möglichkeit besteht, daß die Backe von den schiefen Ebenen der Zähne abgleitet,

dient der Stift *i* als zuverlässiger Widerhalt. Sollten bei der Feststellung der Backe auf das Zahnrad die Zahnspitzen gegeneinander zu stehen kommen, so genügt schon der erste Betätigungsversuch, um die federnd vorgetriebene Backe zum richtigen Einschnappen zu bringen. Der Stift *k* gleitet in der später zu beschreibenden kurvenförmigen inneren Führung des Ringes 1, indem er aus dem Rohr in einem Horizontalschlitz k_1 heraussieht (Fig. 50 u. 53). Die Spiralfeder 1 spannt den Schieber dauernd.

Die Freigabe der Gelenkbewegung, die federnde oder starre Feststellung werden, wie schon erwähnt, durch den Ring 1 bewerkstelligt und zwar auf die einfache Weise, daß der Mann mit der gesunden Hand den Ring entweder zurückzieht oder immer nur nach einer Seite dreht wie bei einer elektrischen Schaltung. Irrtümer sind also ausgeschlossen. Wie schon gesagt, schauen aus dem Unterarmrohr durch horizontale Schlitze Stifte heraus, die zu dem Schieber der betreffenden Seite gehören und zwar auf der Federungsseite *k*, auf der starren Seite *m* (Fig. 53). Diese Stifte laufen in ringförmigen Vertiefungen des Ringes 1, und zwar sind diese Vertiefungen je nach dem Zwecke kurvenförmig oder zylindrisch begrenzt, wie aus Fig. 50 ersichtlich ist. Diese ringförmigen Kurven sind außerdem noch in Fig. 51 aufgerollt gezeichnet. Es läuft also Stift *k* in der Kurve k_2, *h* in der Kurve m_2 und außerdem die Stifte *n* (Fig. 53) in der Kurve n_1 des Ringes 1. Der Vorgang ist nun folgender: Wenn der Mann den Ring gegen das Handgelenk hin zieht, so zieht er ihn über die im Rohr festsitzenden Stifte *n*, welche, wenn er nun eine Drehung mit dem Ring vornimmt, in die Aussparungen der Kurve n_1 einsinken und den Ring in dieser Stellung festhalten. Da der Ring gleichzeitig mit seinen Kurven k_2 und m_2 auch die Stifte *k* und *m* mitgenommen hat, sind jetzt beide Bremsbacken gelöst und das Ellbogengelenk ist frei beweglich. Dreht der Mann den Ring in derselben Richtung weiter, so gleiten die Stifte *n* aus den Vertiefungen der Kurve n_1 heraus, der Ring geht wieder gegen das Ellbogengelenk hin und damit die Bremsbacken in ihre Verzahnungen. Macht nun der Mann in der Arretierungsstellung des Ringes eine halbe Drehung, ohne zu ziehen, so zwingt er dadurch den Stift *h*, auf der Kurve aufzusteigen und entfernt dadurch die Bremsbacke von dem feststehenden Zahnrad. Befindet sich der Stift *h* in dem Kurvenwinkel *x*, so ist die Bremsbacke handwärts gezogen und somit die Feststellung gelöst und nur die Federung eingestellt. Dreht er weiter, so wandert der Stift auf der Kurve so lange, bis er

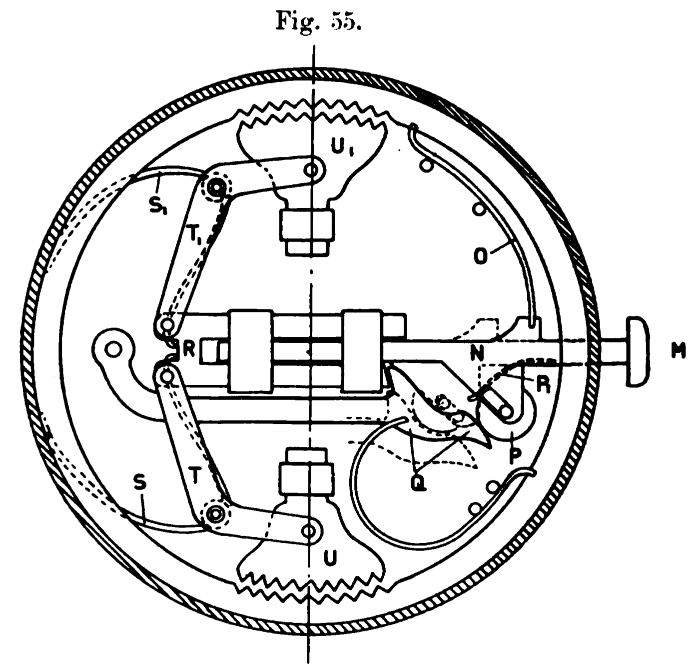


Fig. 54.



Frontalschnitt durch das Ellbogengelenk in Federarm VI.

Fig. 55.



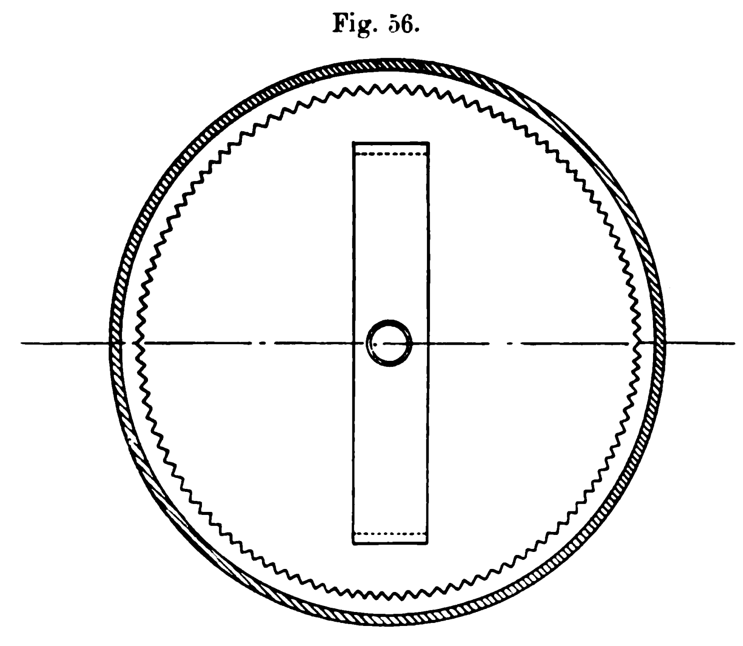
Feststellungsvorrichtung der Sichelbewegung in Federarm VI.

in den Kurvenwinkel y fällt. Damit geht die Bremsbacke körperwärts und der Arm ist festgestellt. Dreht er wiederum um eine halbe Drehung, so wiederholt sich das Spiel von neuem. Der Stift k gleitet in der ring-

förmigen Vertiefung k_2, d. h. die federnde Feststellung verändert sich niemals, sondern bleibt immer bestehen, wenn nicht überhaupt völlige Freigabe erfolgt.

Die Sichelbewegung findet statt in der Ebene $A—B$ der Fig. 54. Die unterhalb dieser Ebene liegende Ansicht wird in Fig. 56, die darüberliegende in Fig. 55 wiedergegeben. Durch Drücken auf den Knopf M wird die Arretierung gelöst und durch erneuten gleichen Druck wieder geschlossen. Es geschieht also auch hier kein Hin- und Herstellen, sondern die Feststellung ist wie im Ellbogengelenk eine

Fig. 56.



Zahnkranz der Feststellung für die Sichelbewegung in Fig. 55.

automatisch sichere und nur ihre Auslösung erfolgt immer durch die gleiche Bewegung wie bei einer elektrischen Schaltung. Der Knopf M betätigt den in einer Führung gleitenden Schieber N (Fig. 55), der durch die Feder O immer wieder zurückgebracht wird. Die eigentliche Umschaltvorrichtung wird besorgt durch das Rädchen P, das mit seiner Achse in einem Schlitz gleitet. Wird der Schieber durch Druck auf den Knopf vorgetrieben, so drängt das Rädchen durch Gleiten auf der schiefen Ebene des gefederten Hakens Q diesen seitlich ab und es kann infolgedessen der hufeisenförmige Schieber R durch die Feder S vorgetrieben werden, was zur Folge hat, daß die beiden Doppelhebel T und T_1 mitgehen und die gezahnten Backen U und U_1 gegen die Peripherie des Kreises hin drängen. Hier greifen sie



in den Zahnkranz der Fig. 56 ein und die Sichelbewegung ist festgestellt. (In einer neueren Konstruktion ist die ganze Vorrichtung noch vereinfacht.) Wird jetzt ein zweites Mal auf den Knopf M gedrückt, so drückt das Ende des Schiebers N das hufeisenförmige Stück R in seine alte Lage zurück (siehe die punktierte Stellung des Hakens in Fig. 55). Dadurch, daß der Haken Q abgedrängt ist, kommt das Rädchen P von vornherein in die Aussparung des Hakens zu liegen und der Haken wird, da er nun durch seine Feder auch wieder in die Ausgangsstellung zurückgedrängt wird, das Rädchen in dessen Schlitz mitnehmen. Geht jetzt der Schieber N durch seine Federkraft auch zurück, so gleitet auch das Rädchen mit ihm über die schiefe Ebene des Hakens zurück und wird durch seine Feder P_1 in seinem Schlitz wieder in die Ausgangsstellung zurückgebracht. Auch hier ist also die Feststellung eine automatische und nur ihre Auslösung wird immer wieder durch die gleiche Bewegung unabhängig vom Willen des Mannes bewerkstelligt. Er hat aber den Vorteil, daß er, wenn er erst die Feststellung gelöst hat, unmittelbar mit der Hand die neue Einstellung des Armes vornehmen und durch einen zweiten Druck sie sichern kann. Während bei der Ellbogenfeststellung die Feststellvorrichtung sich an dem zu bewegenden Teil befindet und der Mann somit durch denselben Griff die Neueinstellung bewerkstelligen und sichern kann, war dieses bei der Sichelbewegung in vollem Umfange vorläufig nicht durchzuführen. Immerhin ist auch hier die Handhabung eine so einfache, daß der Mann mit dem Daumen auf den Knopf drücken und mit den übrigen Fingern die Verstellung vornehmen kann.

Aehnlich ist es beim Handgelenk (Fig. 52 u. 53). Im unteren Ende des Unterarmrohres steckt der Hohlzylinder V, der im Sinne der Supination drehbar, aber, da er in einer Führung gleitet, nicht herausziehbar ist. Er trägt an seinem körperwärts gerichteten Ende eine Verzahnung. Dieser gegenüber steht eine andere Verzahnung, welche zu dem Hohlzylinder W gehört, der nicht drehbar ist, aber hin- und herschiebbar und durch eine Spiralfeder vorgetrieben wird. Er wird durchsetzt von dem Stift W_1, der aus dem Unterarmrohr in einem kurzen Schlitz heraustritt und in den kurvenförmigen Nut W_2 des Ringes 2 eingreift. Die Kurve ist aufgerollt in Fig. 51 gezeichnet. Auch hier wird wiederum durch Drehungen nach derselben Seite einmal der Stift nach distal gedrückt, dann greifen die Zahnungen ineinander und Pro-Supination sind festgestellt, das andere Mal nach proximal, dann wird die Zahnung gelöst und damit die Drehbewegung der Hand frei. In dem Hohl-



zylinder V sitzt die mit einem zylindrischen Ansatz versehene, durch eine Spiralfeder vorgetriebene gezahnte Backe X. In die Zahnung greift das Ansatzstück mit einem Zahnkranz ein. Die Lösung der Zähne erfolgt in der Weise, daß mit zwei Fingern die gefederten Schieber X_1 zusammengedrückt und körperwärts geschoben werden. Dann wird die Zahnarretierung gelöst und diese Stellung erhalten, weil die Nasen der Schieberbacken sich hinter die Nasen des Unterarmrohres haken. Ein zweiter Druck auf diese Schieberbacken genügt, daß die Bremsbacke X wieder von ihrer Feder vorgetrieben wird und die Zahnung wieder ineinandergreift. Pro-Supination und Handbeugung und Streckung sind also unabhängig voneinander beliebig festzustellen oder ganz freizugeben. Vorn sitzt eine Aufnahmevorrichtung für Ansatzstücke nach den Normalien, welche gestattet, daß das Werkzeug noch einmal für sich beliebig gedreht und festgestellt werden kann. Das ist ein Vorteil, denn die Pro-Supination allein reicht nicht aus, um bei jeder beliebigen Handbeugestellung dem Ansatzstück stets die gewünschte Stellung im Raum zu gewähren.

Im übrigen wird das Handgelenk jetzt von uns so gebaut, daß es im ganzen aus dem Unterarmrohr entfernt und durch das Ansatzstück unmittelbar ersetzt werden kann. Wir halten das für vorteilhaft, ja notwendig, weil für schwere Beanspruchungen, wie z. B. in der Landwirtschaft, mit ihren langen Hebelarmen der Harke und Hacke unserer Meinung nach kaum jemals ein in Abmessung und Gewicht erträgliches und doch zuverlässig haltbares Handgelenk wird gebaut werden können.

Die Hauptvorzüge des neuen Federarms sind folgende:

1. Das Hauptschwergewicht ist um das Ellbogengelenk angehäuft. Die äußere Form ist glatt; der Unterarm nur 14,5 cm lang; die Haltbarkeit sehr hoch, da nur Eisen und Stahl verwandt ist.

2. Die straffe Federung nimmt den Schlag oder Stoß bei der Arbeit auf und schont die mechanischen und lebenden Gelenke; außerdem stellt sie in gewissen Fällen eine zweckmäßig zu verwertende aktive Kraft dar.

3. Die Feststellungen sind ganz unabhängig voneinander. Sie sind besonders zuverlässig nicht nur, weil ausschließlich Verzahnungen verwandt sind, sondern auch, weil sie automatisch und unabhängig von der bei der Feststellung aufgewandten Kraft sind.

4. Die Handhabung der Feststellungen ist einfach und zuverlässig, weil sie ohne Zutun der Intelligenz des Mannes stets nach



derselben Richtung betätigt werden, wie der Schalter einer Glühbirne.

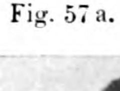
5. Außer der Federung bietet der Arm freie Gleitung oder starre Feststellung in allen Gelenken oder deren Teilbewegungen.

6. Gegen Verschmutzung ist der Arm unempfindlich, ebenso gegen starke Beanspruchung, da nur Eisen oder Stahl, an den wichtigen Teilen Werkzeugstahl verwandt ist. Im Verhältnis zu dieser Widerstandsfähigkeit ist das Gewicht sehr gering, nämlich nur 700 g.

Fig. 57.



Fig. 57 a.





Federarm VI bei landwirtschaftlicher Arbeit und beim Schmieden.

7. Das Arbeitsgerät kann im Ansatz am Handgelenk noch besonders gedreht oder festgestellt werden, was eine Verwendung in jeder Richtung des Raumes bei jeder Handgelenkstellung ermöglicht. Die Pro-Supination reicht allein nicht dafür aus.

8. Das Handgelenk kann entfernt und bei sehr schwerer Arbeit (Landwirtschaft) unmittelbar durch einen einfachen Arbeitsansatz (siehe Nr. 44) ersetzt werden.

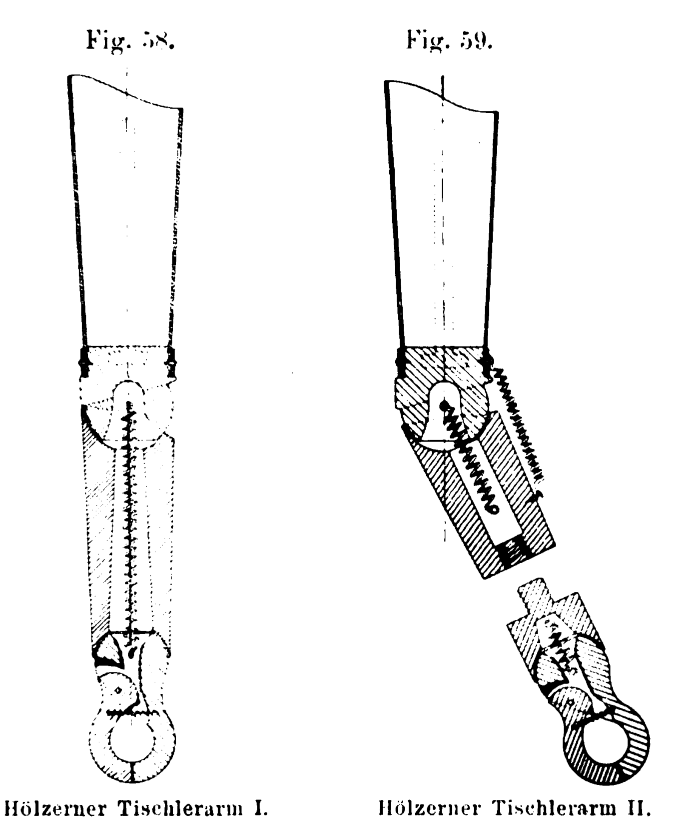
9. Alle Teile können leicht ausgewechselt werden, da die Herstellung eine leerenmäßige ist.

Wir haben mit diesem neuen Federarm zunächst einen Dreher und mehrere Landwirte ausgestattet (Fig. 57) und würden uns freuen, wenn er vornehmlich für Schwerarbeit, wo die Federung in Kraft treten muß, in Industrie und Landwirtschaft erprobt würde.

16. Hölzerner Tischlerarm mit federnden Kugelgelenken.

Der Arm ist in der Tischlerwerkstatt im Frühjahr 1915, d. h. lange vor dem eisernen Kugelgelenk, schon in Anwendung gewesen

Fig. 58. Fig. 59.

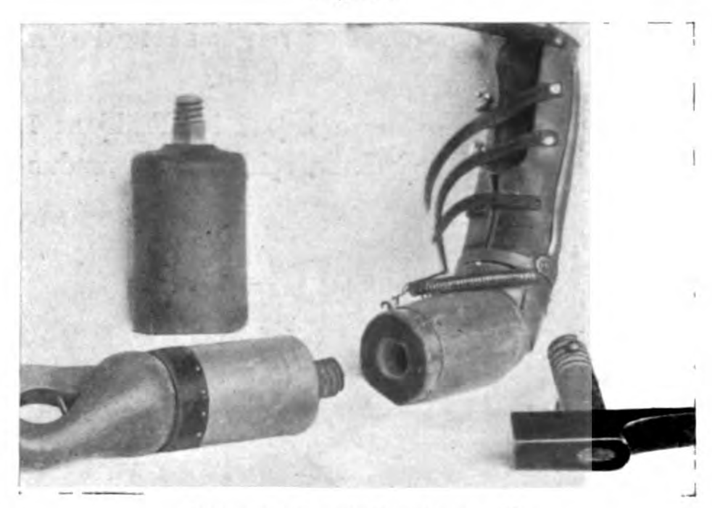


Hölzerner Tischlerarm I. Hölzerner Tischlerarm II.

und von den zahlreichen Besuchern gesehen worden, stellt also den ersten Kugelgelenksarm dar, nur mit Vorzügen, welche den später nachfolgenden Eisenkonstruktionen fehlen. Die erste Ausführung (16 a) zeigt Fig. 58. Das Hand- und Ellbogengelenk sind kugelförmig ausgebildet und zwar ohne jede Feststellungsvorrichtung. Statt dessen geht aber eine zentrale kräftige Spiralfeder vom Oberarmteil durch beide Gelenke hindurch in die Holzklaue. Außerdem zeigt die positive Kugel Anschläge, so daß die Bewegungen nur bis zu gewissen Grenzen stattfinden können, was der Arbeiter in geschickter Weise auszunutzen

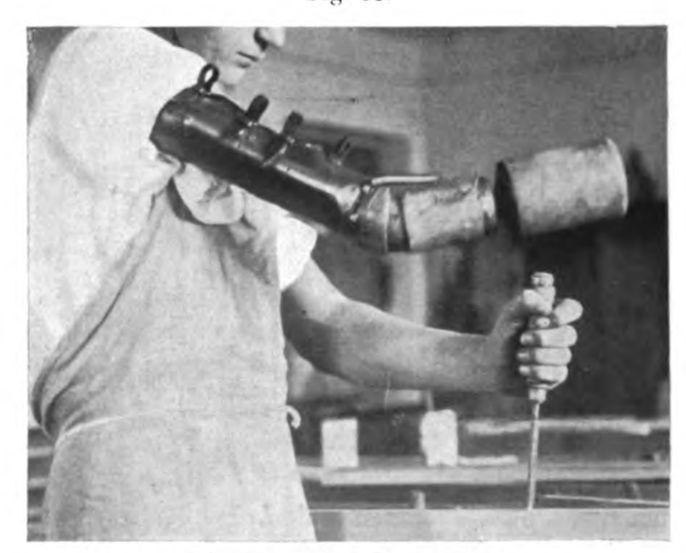
gelernt hat. Die Feder, die bei starken Gelenkbewegungen sich kantet und damit noch straffer angespannt wird, zieht die Gelenke immer wieder in ihre mittlere Stellung zurück und verleiht ihnen außerdem

Fig. 60.



Ansatzstücke für Tischlerarm II.

Fig. 61.



Tischlerarm II bei der Arbeit.

einen hohen Grad von Elastizität und Weichheit, die den Gleitbewegungen bei der Tischlerei in ausgezeichneter Weise zu Hilfe kommt.

In einer zweiten Ausführung (16 b) ist der Arm etwa in der Mitte geteilt worden und jedes der Gelenke hat seine eigene Feder (Fig. 59).

Statt der abschraubbaren Klaue können andere Ansatzstücke, ein Stahlhammer, ein runder Holzhammer, eine Vorrichtung für das Schabeisen und anderes mehr eingeschoben werden (Fig. 60). Außerdem zeigt er noch eine Außenfeder an der Beugeseite des Ellbogengelenkes, die beim Nageln und Stemmen gespannt wird und dadurch aktiv den Arm wieder in eine Beugestellung zurückschleudert, die für die Wiederholung des Schlages dem Arbeiter zugute kommt. Der Lehrling arbeitet mit diesem Arm wie ein Gesunder (Fig. 61 u. 62), und ist jetzt nach $1^{1}/_{2}$jähriger Lehrzeit ebenso weit, wie auch ein beidhändiger Lehrling es nur sein könnte. Er macht selbständig jede Tischlerarbeit und wird zweifellos seine Gesellenprüfung bestehen.

Fig. 62.



Tischlerarm II bei der Arbeit.

17. Ringarm.

Nachdem es uns gelungen war, mittels des Zahnradarmes wohl zum ersten Male überhaupt in größerem Umfange Oberarmamputierte arbeiten zu lassen, bekamen wir Mut dazu, auch für Exartikulierte einen Arbeitsarm herzustellen. Das erste Modell (17 a) ist der erste Arm mit Cardanischer Aufhängung und stellt den ersten gelungenen Versuch dar, auch einen Exartikulierten zu nutzbarer Arbeit zu bringen. Eine Lederhülse umgreift den Stumpf (Fig. 63). Auf ihr sitzen zwei Ringe mit Schlitzführung und Knebelverschluß, die in der Sagittalebene gleiten. Von dem äußeren Ring aus geht eine in der Frontalebene schwingende Gabel ab, die in dem

Fig. 63.

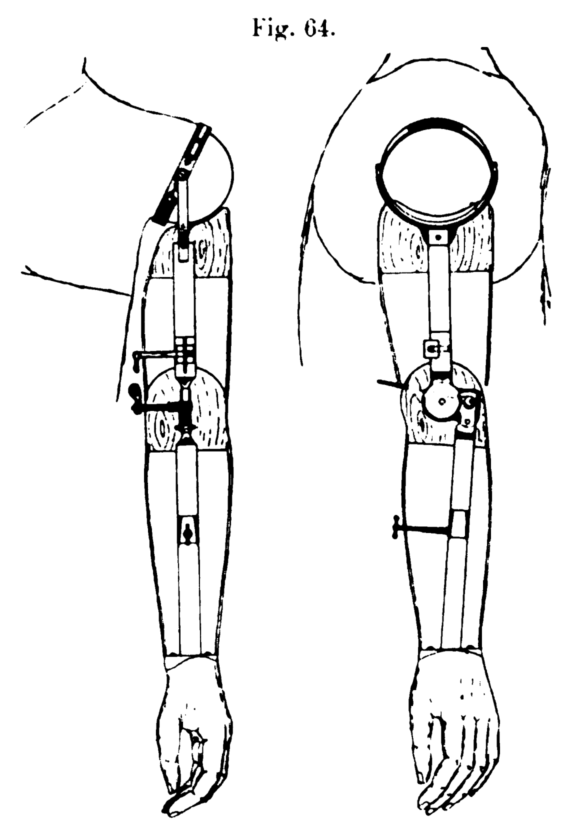




Ringarm I.

zentral gelegenen Mannesmannrohr des Oberarms endigt. Die Gelenkbewegung der Gabel ist nicht feststellbar, könnte aber leicht so eingerichtet werden. Eine Oberarmhülse aus Leder ahmt die äußere Form nach und trägt in ihrem oberen Teil ein Holzstück, von dem abwärts der übrige Arm so gebaut ist, daß die tragenden Teile an der Stelle des Skelettes liegen. Das Mannesmannrohr des Oberarmes trägt die Sichelbewegung, welche in der Form ausgebildet

Fig. 64.

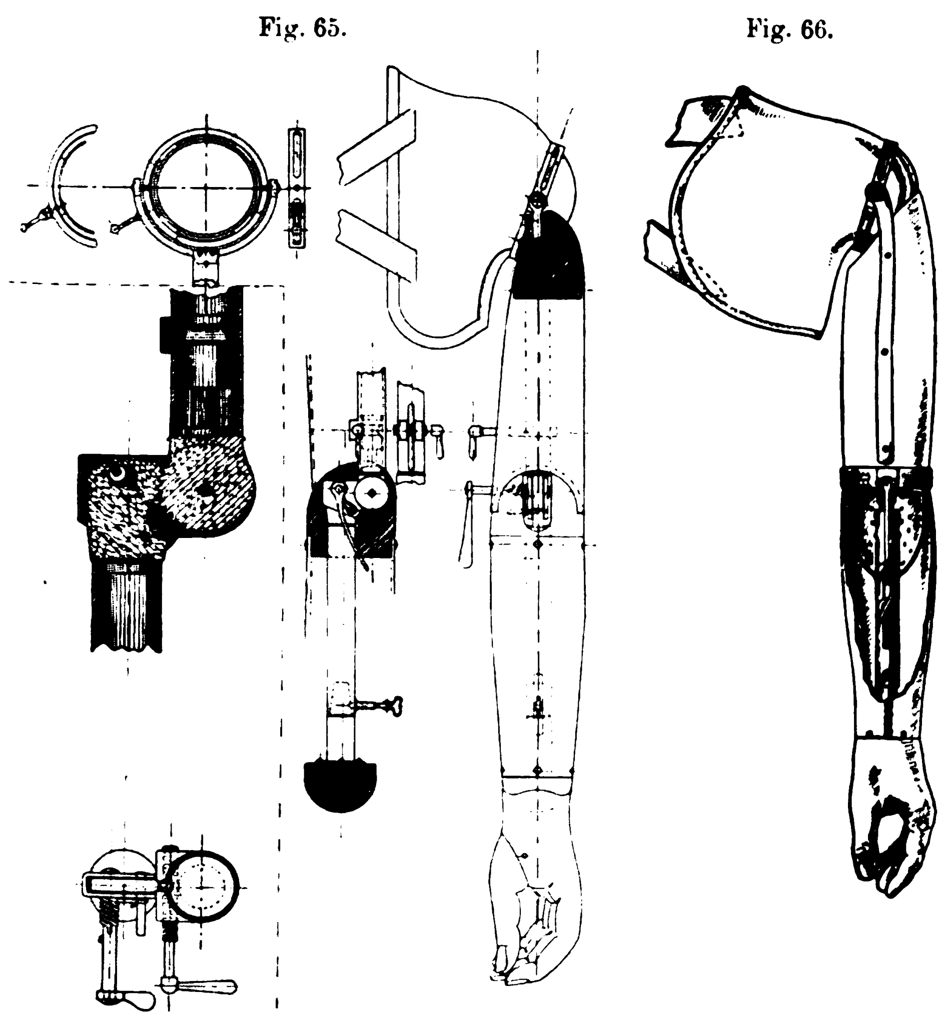


Konstruktionszeichnung zum Ringarm I.

ist, daß in das Rohr ein Zylinder eingeschoben ist mit einem ringförmigen Nut (Fig. 64 u. 65). Durch den Nut hindurch geht tangential eine Schraube und verhindert so das Herausgleiten. Sie durchsetzt zwei dem in seinem unteren Abschnitt gespaltenen Rohr aufsitzende Backen, und wenn sie durch einen äußeren Hebelarm betätigt wird, preßt sie diese zusammen, so daß nunmehr der Kolben sich nicht mehr drehen und damit die Sichelbewegung an jeder beliebigen Stelle festgestellt werden kann. Vom Ellbogengelenk abwärts ist der Arm ebenso gebildet wie der Zahnradarm (Nr. 13).

In einem zweiten Modell (17 b) haben wir auf die zentrale Lagerung der tragenden Teile im Oberarm verzichtet und statt der Gabel zwei Seitenschienen bis zum Ellbogengelenk hindurchgeführt (Fig. 66). Sie sind der den Oberarm nachahmenden Lederhülse aufgenietet, und

Fig. 65. Fig. 66.



Konstruktionszeichnung zum Ringarm I mit Nebenteilen. Ringarm II.

es ist im ganzen dadurch eine Gewichtserleichterung erzielt worden. Der Unterarm ist hier der Federarm.

Mit diesem Arm hat eine große Zahl von Leuten bisher jede gärtnerische und die meisten landwirtschaftlichen Arbeiten ausführen können (Fig. 67), auch das Mähen, wenn natürlich dieses nur in bescheidenem Umfange. Jedenfalls ist ein solcher Mann durchaus geeignet, eine Siedlung mit Nutzen zu bewirtschaften oder, wenn er nicht gerade in der Ernte tagelang angestrengt mähen soll, in jedem

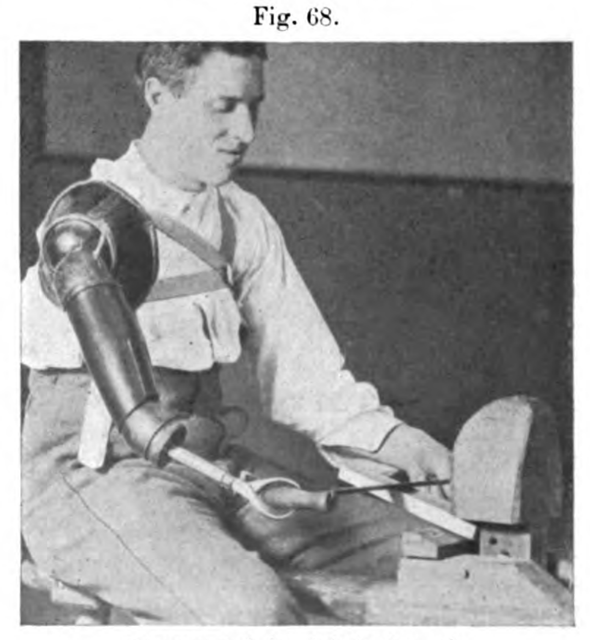
landwirtschaftlichen Betriebe sich ausreichend zu betätigen. Zur Kräftigung der Schulter- und Rückenmuskulatur habe ich die Leute

Fig. 67.



Ringarm bei der Arbeit.

Fig. 68.



Ringarm bei der Arbeitstherapie.

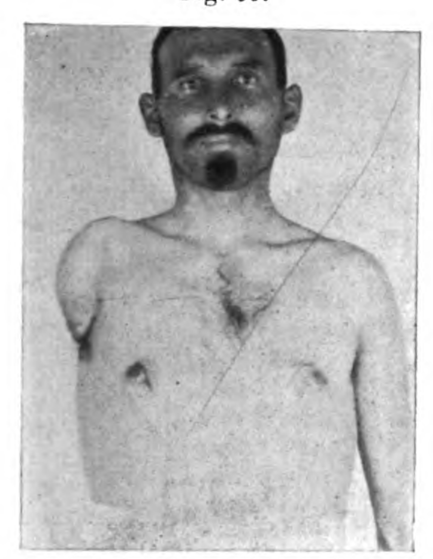
auch an der Ziehbank arbeiten (Fig. 68) und am Schraubstock feilen lassen, was beides in ausreichendem Maße möglich ist. Sämtliche Ge-

lenke sind dabei frei gestellt und der Kunstarm bewegt sich wie eine zweigelenkige Pleuelstange, die durch die Rumpfbewegungen entweder nach vorn gedrückt oder nach hinten gezogen wird.

18. Exartikulationsarm mit Schaukelscharnier.

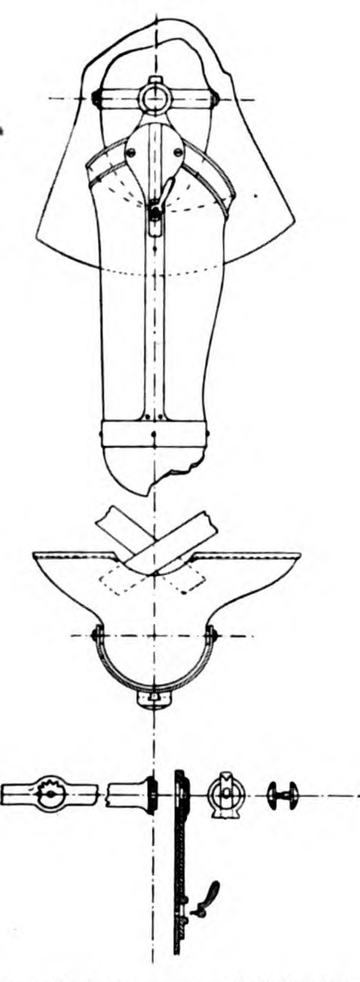
Gelegentlich ist bei der Amputation zwar der Kopf des Oberarmes nicht mit ausgelöst, aber von einem Stumpf doch nicht mehr die Rede, weil er schon in der Achselhöhle endigt und nicht gefaßt werden kann (Fig. 69). In solchen Fällen würde bei Anwendung des Ringarmes eine starke Ausladung an der Schulter stattfinden, die außerordentlich unangenehm auffallen müßte. Wir haben deshalb in solchen Fällen eine Art von Schaukelscharnier angewandt (Fig. 70), indem wir über die Hervorwölbung des Schulterstumpfes von oben nach unten um eine Sagittalachse einen halbkreisförmigen Bügel schwingen lassen, an dessen Mitte der Arm mit einer Gelenkbewegung in der Sagittalebene aufgehängt ist. Für dieses letztere Gelenk ist eine Zahnfeststellung vorgesehen in der Weise, daß ein vom Oberarm her durch einen

Fig. 69.



Oberarmstumpf, der nicht mehr zu fassen ist.

Fig. 70.



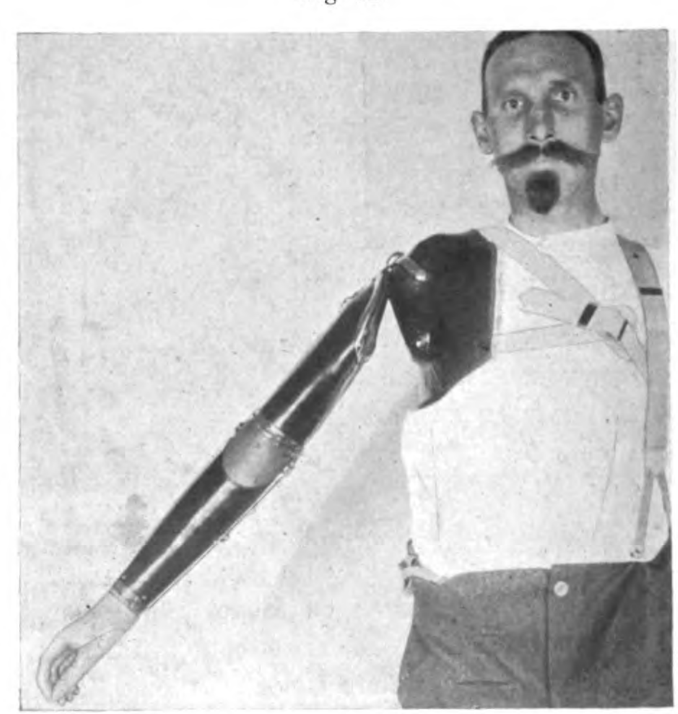
Exartikulationsarm mit Schaukelscharnier.

Fig. 71.



Exartikulationsarm mit Schaukelscharnier.

Fig. 72.



Exartikulationsarm mit Schaukelscharnier.

Exzenterhebel vorzutreibender Schieber an seinem oberen Ende einen Zahn trägt, der nach medial auslädt und von oben her in einen Zahnkranz an dem erwähnten Halbkreisbügel eingreift. Der Mann arbeitet als Zeichner in einem Bureau und deshalb ist der übrige Arm als Bandagistenarm, d. h. mit Hohllederhülse und einfachen Gelenkverbindungen ausgestattet (Fig. 71 u. 72).

19. Arm für Absetzung des Schultergürtels.

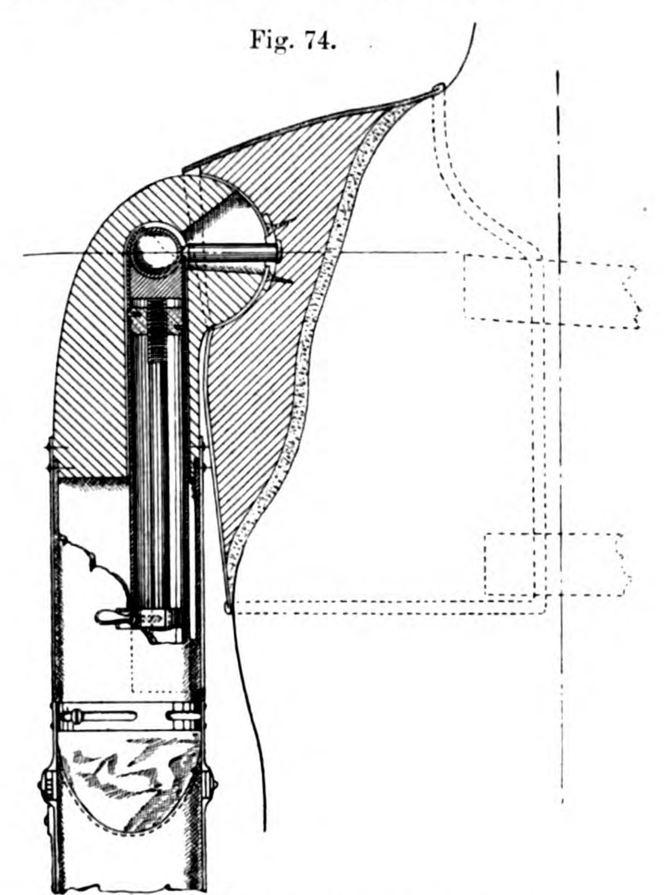
Ist mit dem Arm zugleich Schulterblatt und Clavicula entfernt (Fig. 73), so ist die erste Aufgabe, daß dieser Defekt durch einen Auf-

Fig. 73.



Absetzung des Armes mit dem Schulterblatt.

Fig. 74.



Kunstarm für Absetzung des Armes mit Schulterblatt.

bau ausgeglichen wird, den wir durch eine aufgelagerte Filzplatte und ein mit Walkleder überzogenes Holzstück bewirkt haben. Das Holzstück der Schulter trägt eine Hohlkugel, in welche eine hölzerne Vollkugel eingreift (Fig. 74). Diese Holzkugel hat ihrerseits eine konus-

förmige Aussparung, durch welche ein an dem Schulterteil befestigtes Stahlrohr mit einer eisernen Vollkugel hindurchgeht. Diese letztere wieder wird umgriffen von dem Hohlteil eines Rohres, das von unten her in die große Holzkugel eintritt. Die Gelenkbewegungen finden

Fig. 75.



Kunstarm für Absetzung des Armes mit Schulterblatt.

Fig. 76.



Kunstarm für Absetzung des Armes mit Schulterblatt.

nun in der Weise statt, daß gleichzeitig das Stahlrohr sich um die Stahlkugel und die Holzkugel sich innerhalb der hölzernen Hohlkugel bewegt, wobei der vorerwähnte Hohlkonus genügenden Raum freigibt. Durch einen von außen zu betätigenden Hebel kann vom Innern des Stahlrohres her mittels einer Schraube eine stählerne Hohlkalotte gegen die Stahlkugel vorgetrieben werden, so daß in beliebiger Stellung (Fig. 75) eine ausreichende Reibungsfeststellung bewirkt werden kann. An dem Ansatz der Holzkugel hängt ein gewöhnlicher Bandagistenarm mit Sichelbewegung und Zahnfeststellung im Ellbogengelenk (Fig. 76). Der Mann arbeitet als Bureauarbeiter in einer Behörde.

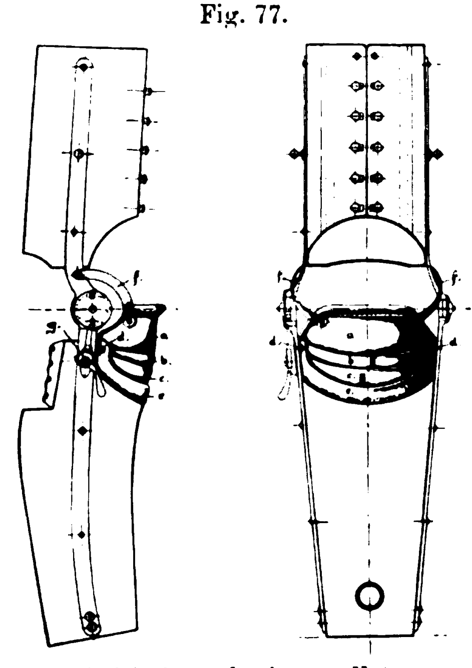
VI. Kurzer Unterarmstumpf.

Sobald ein Mann das Ellbogengelenk verloren hat, ist er ganz unverhältnismäßig viel schlechter daran, als wenn er einen auch noch so kurzen Unterarmstumpf besitzt. Es muß also das Bestreben sein, diesen zu fassen, und bei geeigneten Konstruktionen ist das selbst bei lächerlich kleinen Stümpfchen möglich.

20. Harnischdeckung.

Um die Beugung zu ermöglichen, ist es üblich, die Unterarmhülse auf der Beugeseite weit auszuschneiden. Ist der Stumpf sehr kurz, so gleitet er bei der Streckung aus diesem Ausschnitt heraus. Wir haben deshalb in einer Konstruktion den Versuch gemacht, den Stumpf auch in gestreckter Stellung zu bedecken und zwar in der Weise, daß wir, ähnlich wie bei den Harnischen oder den Schuppen des Krebsschwanzes, mehrere halbkreisförmig übereinander gelagerte Blechringe anbrachten, die durch Stiftführung zwangsläufig miteinander verbunden waren (Fig. 77). Von dem obersten Blechstück gehen zwei bogenförmige gelenkige Hebelarme (*f*) zu den Seitenschienen der Oberarmhülse. Wird nun das Ellbogengelenk gebeugt, so schieben sich die Blechplatten *a*—*c* untereinander, wird er gestreckt, so hält die Stange *f* die oberste Schuppe und damit alle übrigen zurück und der Unterarmstumpf ist bedeckt. In *d* ist der gemeinsame Drehpunkt für sämtliche Schuppen. Eine Zahnradfeststellung ermöglicht durch einen Exzenterhebel *g* die Ausschaltung der freien Bewegung in beliebigem Winkel.

Fig. 77.



Harnischdeckung des kurzen Unterarmstumpfes.

21. Hochreichende Unterarmhülse.

In den weitaus meisten Fällen kommt man damit aus, daß man den üblichen Ausschnitt in der Unterarmhülse fortläßt, so daß ihr Rand auch bei gestreckter Stellung bis zur Ellenbeuge hinaufreicht und der Stumpf ausreichend bedeckt ist. Wird der Arm gebeugt, so drückt sich der Rand tief in die Ellenbeuge hinein. Das wird im Anfang nicht angenehm empfunden, aber die Leute gewöhnen sich sehr schnell daran, und selbst wenn eine volle Beugung nicht möglich ist, so bietet doch diese einfache und billige Ausführung eine sehr große Reihe von Vorteilen, welche die Nachteile erheblich überwiegen. Aller-

dings ist es nötig, eine möglichst gute Befestigung am Oberarm zu machen, so daß die Unterarmhülse nicht nach unten verrutschen kann. Um den Leuten neben dem Druck in der Ellenbeuge nicht auch noch eine starke Einschnürung an den Gelenkkondylen des Oberarmes zuzumuten, ist es das bequemste und einfachste, die Oberarmbefestigung noch einmal an der Schulter aufzuhängen (Fig. 78).

Fig. 78.



Hochreichende Unterarmhülse für kurzen Stumpf.

22. Gelenkige Uebertragung mit Doppelhebel.

Ist der Stumpf so kurz, daß er bei voller Beugung sozusagen im Niveau des Armes verschwindet (Fig. 79) und überhaupt nur in gestreckter Haltung noch an der Beugeseite zu fassen ist, so kann man ihn immer noch in vortrefflicher Weise dadurch ausnutzen, daß man am Gelenk einen Doppelhebel anbringt, der bewirkt, daß, wenn der Stumpf sich nur um etwa 45° beugt, der Unterarm um 135° in die Höhe

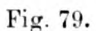


Fig. 79.

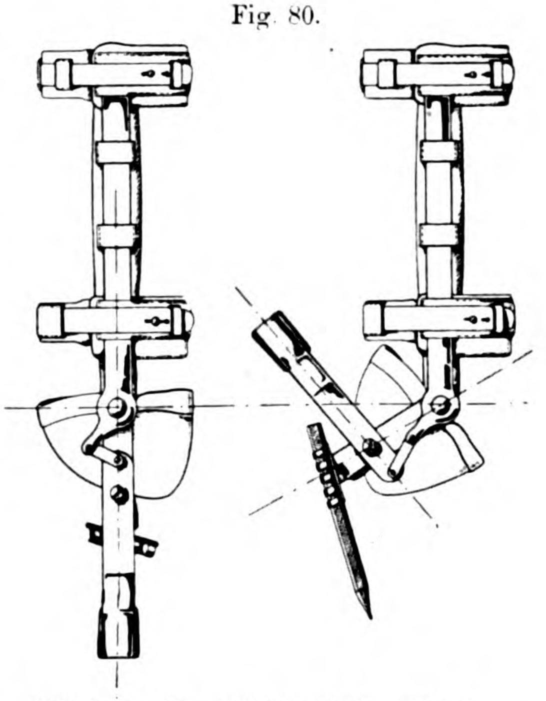


Kürzester Unterarmstumpf in Beugung.

geht (Fig. 80). Dazu ist nötig, die Unterarmschiene in zwei Teile zu zerlegen. Der proximale Teil, welcher die kleine Kappe für den Unterarmstumpf einschließt, hat seinen Drehpunkt in der idealen

Gelenkachse. Der distale Teil hat auf der proximalen Unterarmschiene einen eigenen Drehpunkt und ist mit dem Oberarmteil durch einen Hebel verbunden. Die in der Zeichnung (Fig. 80) sichtbare Bleifeder und ihre Hülse haben mit der Konstruktion nichts zu tun. Ein solcher Arm ist naturgemäß einer Beanspruchung durch schwere Lasten und Arbeiten nicht immer gewachsen. Er reicht aber vollständig aus für die Betätigungen des täglichen Lebens und für leichtere Beschäftigung und ist von uns in mehreren Fällen mit Nutzen angewandt worden (Fig. 95 bis 97).

Fig. 80.

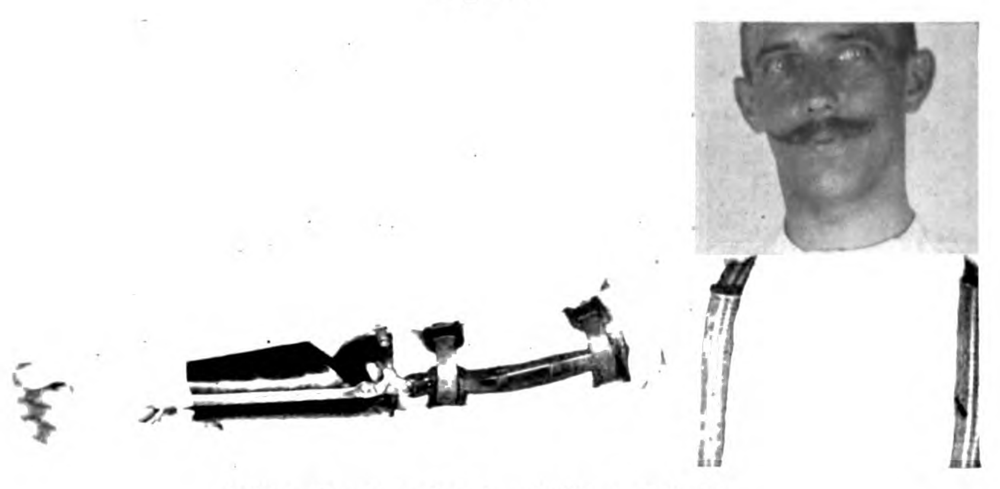


Gelenkige Uebertragung mit Doppelhebel.

23. Arm mit Streckhebelpelotte.

In einem besonders schwierigen Fall von Exartikulation der rechten Schulter und Amputation des linken Armes dicht unter dem Ellbogen — derselbe Mann ist weiter unten mit einem aktiven Brustzug noch abgebildet — war, abgesehen davon, daß der andere

Fig. 81.



Völlige Streckung des doppelhebligen Gelenkes.

Arm vollständig fehlte, die Erschwerung noch besonders hochgradig insofern, als der Stumpf überhaupt nur wenige Zentimeter lang war und nicht mehr als einige Grade aktiv gebeugt werden konnte (Fig. 83);

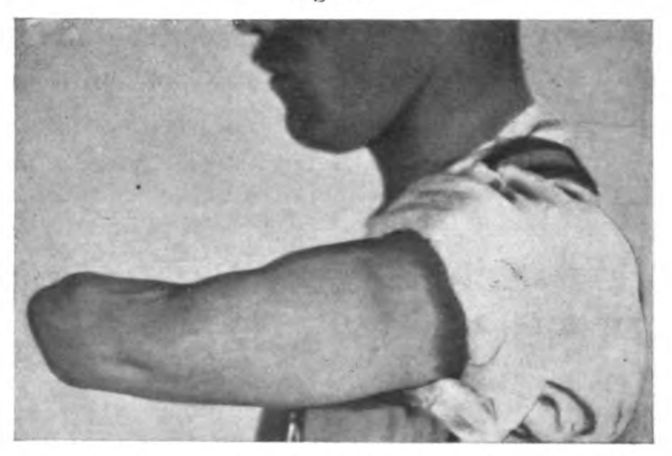
Fig. 82.



Beugung des doppelhebligen Gelenkes. Der Unterarm ist voll gebeugt, obwohl der Stumpf nur eine mäßige Beugung macht.

dagegen vermochte der Mann ihn mit leidlicher Kraft zu strecken. Wir sind hier so vorgegangen, daß wir behelfsmäßig eine Oberarmhülse angefertigt haben und ein inneres und äußeres Gelenk am Ell-

Fig. 83.



Kürzestes Unterarmstümpfchen mit geringer Beugefähigkeit.

bogen machten (Fig. 84 u. 85). Die Unterarmschiene trug an ihrem oberen Ende ein Zahnrad, in das der Zahn eines Sperrhebels durch eine Zugfeder hineingedrückt wurde. Für den Unterarmstumpf wurde

Fig. 84.

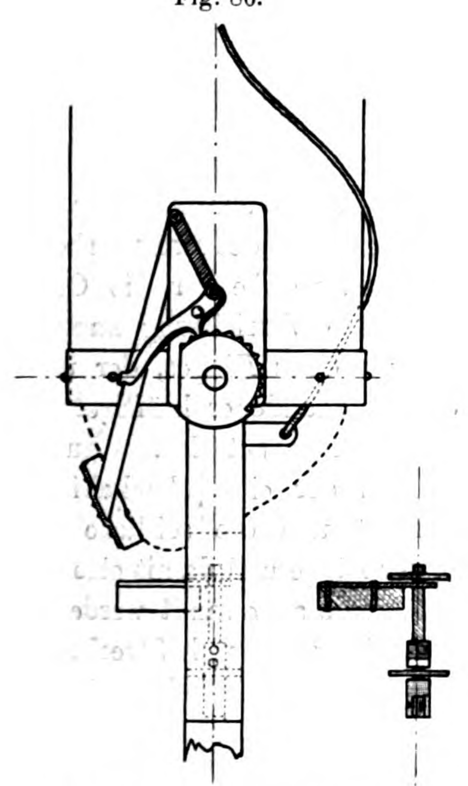


Fig. 85.



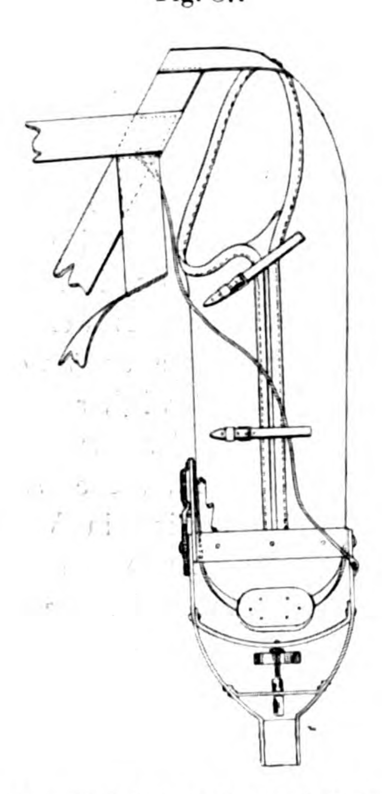
Unterarmstümpfchen mit Streckhebelpelotte beim Beugen und Strecken.

Fig. 86.



Streckhebelpelotte mit Zahnarretierung. In der Nebenfigur Konstruktionszeichnung des Balanciergewichts für Eßlöffel (Nr. 48).

Fig. 87.



Streckhebelpelotte in der Aufsicht. Am Ansatz Balanciergewicht für Eßlöffel (siehe Fig. 160).

an seiner Rückseite eine Pelotte angebracht, die auf einem Halbkreisbügel aufsaß, dessen Enden an der Oberarmhülse gelenkig befestigt waren (Fig. 86). Wenn der Mann mit dem Stumpf diese Pelotte durch Streckbewegung nach hinten drückte, wurde der Zahn aus dem Zahnrad herausgehoben und die Feststellung war gelöst. Die Beugung bewirkte der Mann dadurch, daß vom Unterarm um die Oberarmhülse herum zum Rücken in die Gegend des Schulterblatts eine Schnur ging, welche, wenn er den Oberarm nach vorn brachte, den Unterarm anzog und damit beugte (Fig. 87). Nun schnappte die Zahnung automatisch federnd ein und der Arm stand fest. Wollte er den Arm in einem anderen Winkel feststellen, so drückte er mit dem Stümpfchen durch Streckbewegung die Pelotte nach hinten und löste damit die Zahnarretierung aus und konnte nun durch erneute Vorwärtsbewegung des Armes eine andere Stellung erzielen. Er hat damit in der ersten Zeit, bevor er die später zu beschreibende Konstruktion bekam, sich genügend helfen und jedenfalls allein essen können (siehe Fig. 160). Später bekam er dann die unter Nr. 22 beschriebenen Doppelhebel und dazu die aktive Klaue (Nr. 25).

VII. Aktive Greifvorrichtungen.

24. Aktiver Brustzug.

Fischer hat in unserer Werkstatt die unabhängig von der Atmung leicht zu betätigende aktive Erweiterung des Brustkorbes dazu ausgenutzt, um damit Kräfte auszulösen, welche für die Oeffnung einer Klaue benutzt werden können. Die Vorrichtung kann sinngemäß auch angewandt werden in Form eines Ringes, der um den Oberarm gelegt wird, so daß ein etwa vorhandener kräftiger Biceps bei seiner Kontraktur die Hebelvorrichtung betätigt. Auch die Spiekermannsche Vorrichtung, bei der ein Schenkelring mit einem Schulterring in Verbindung steht und die seitliche Ueberneigung des Rumpfes die Entfernung der Ringe und damit eine Hebelauslösung bewirkt, könnte auf diese Methode angewandt werden, oder auch ein Zug, der etwa bis zum Fuß geht und durch Streckung des Knies Kraft auslöst. Um die Brust herum legt sich ein breiter Gurt (Fig. 88), der an einem aus der flachen Metallkapsel heraustretenden Haken angehängt wird. Dieser Haken steht in Verbindung mit einem Riemen, der über eine Rolle innerhalb der Kapsel läuft und in einem Metallstück endigt, dessen Bolzen an einem zweigelenkigen Hebel



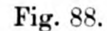


Fig. 88.



Aktiver Brustzug mit aktiver Federungsklaue. Zugleich Abbildung der Hosenaufhängung bei Ohnhändern.

zieht (Fig. 89). Der Hebel wird durch eine Feder zurückgehalten. Wird diese aber durch die Brusterweiterung und den Zug an dem Haken überwunden, so nimmt das obere Hebelende ein Drahtseil mit, welches nach dem Austritt aus der Kapsel in einer schmiegsamen Drahtspirale bis zur Klaue (Nr. 25) läuft. An dem Hebel sind verschiedene Löcher angebracht und es ist Sache des Ausprobierens, in welches man den Bolzen einhängt, um bei geringster Kraft-

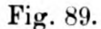
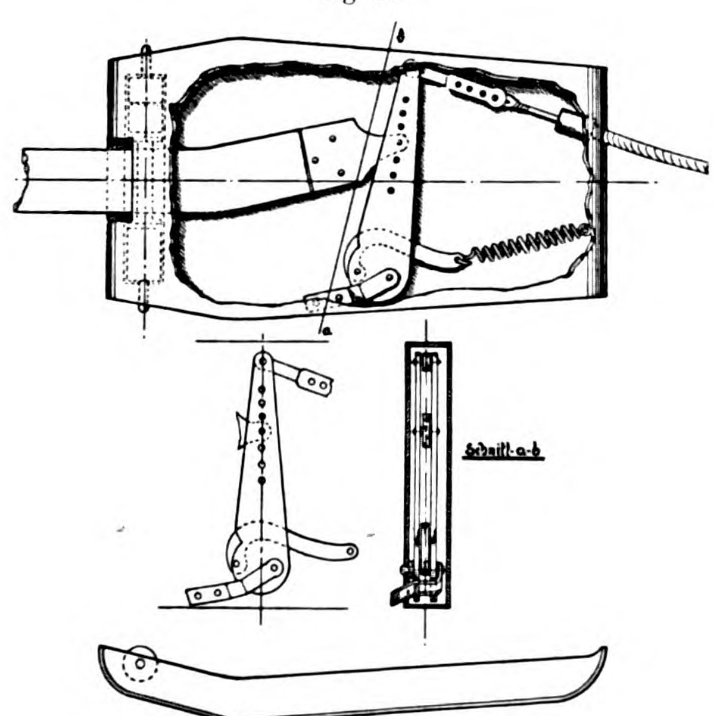


Fig. 89.



Konstruktionszeichnung des aktiven Brustzuges.

aufwendung den höchstmöglichen Nutzen zu erzielen. Die Einschnürung des Brustkorbes ist eine geringfügige und jedenfalls nicht so



stark wie bei allen Brustbandagen, die als Aufhängung für einen Kunstarm dienen. Es sei nochmals betont, daß diese Brusterweiterung mit der Atmung nichts zu tun hat, wie jeder an sich selbst ausprobieren kann, wenn er den Brustkorb auf das äußerste erweitert und doch dabei spricht oder ruhig weiter ein- und ausatmet.

Fig. 90.

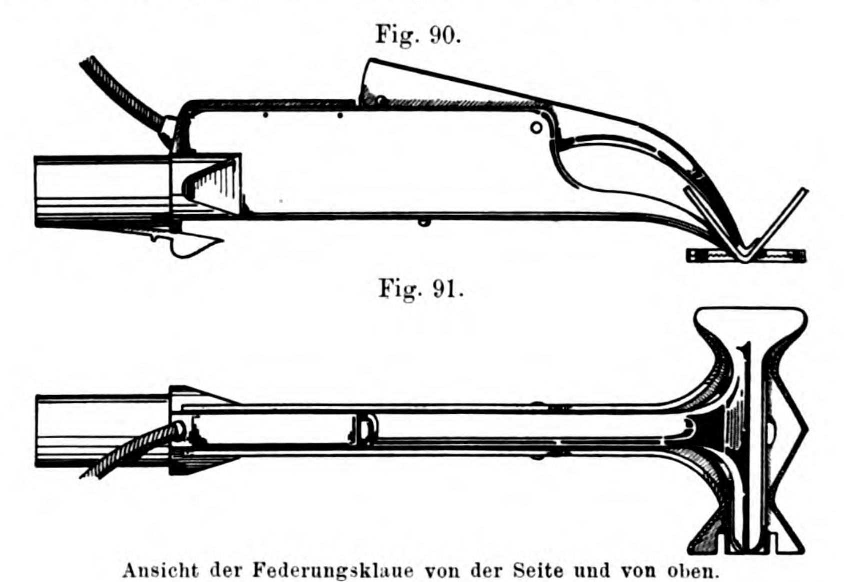


Fig. 91.

Ansicht der Federungsklaue von der Seite und von oben.

Fig. 92.

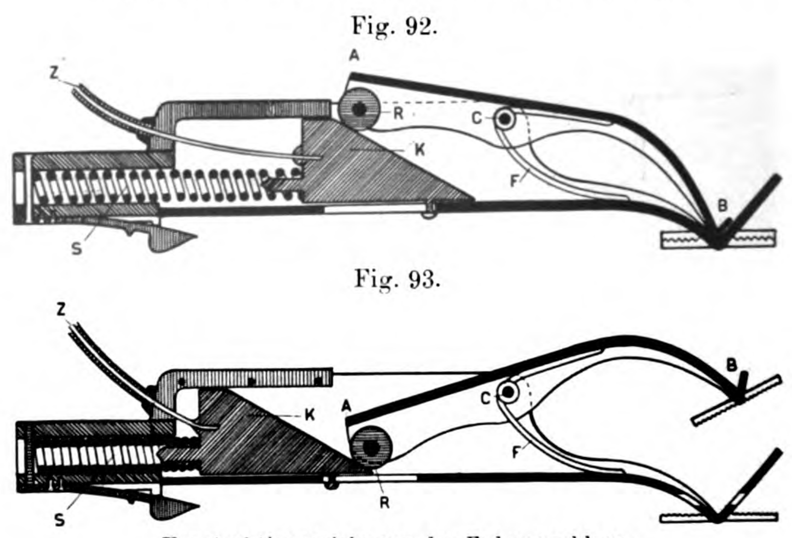


Fig. 93.

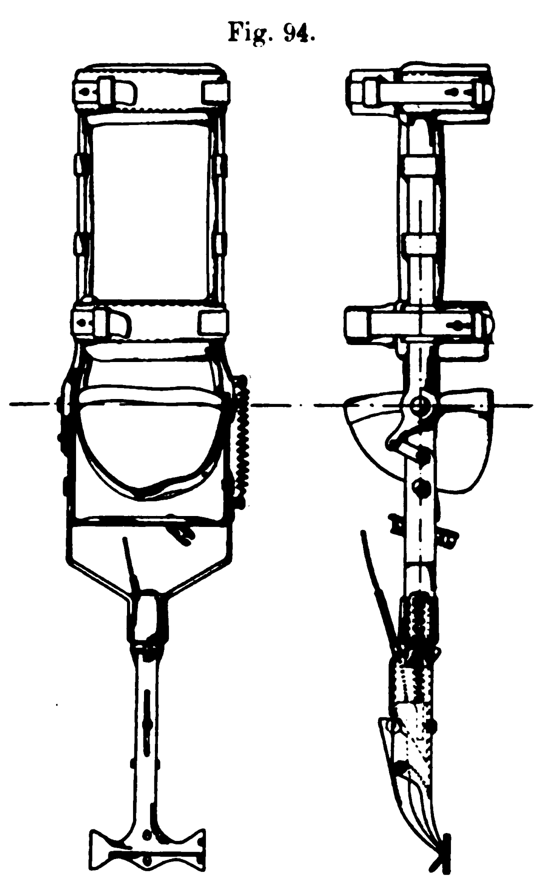
Konstruktionszeichnung der Federungsklaue.

25. Federungsklaue mit aktiver Oeffnung.

Diese Klaue ist aus der unter Nr. 47 zu beschreibenden Fischerklaue hervorgegangen und hat eine Abänderung in folgendem Sinne erfahren: In einem flachen Metallkasten (Fig. 90 bis 93) wird mit

einer schlitzförmigen Führung ein Stahlkeil *K* durch eine Spiralfeder *S* vorgetrieben, welche in dem ausgebohrten Ansatzzapfen liegt. Auf der schiefen Ebene dieses dreieckigen Keils gleitet mittels einer kleinen Rolle *R* das eine Ende eines zweiarmigen Hebels *A B*, der an seinem anderen Ende mit einer winkligen Querrinne gegen eine zu dem Metallkasten gehörende gestielte Platte drückt und so die Klaue schließt (Fig. 92). Eine um die Gelenkachse des beweglichen Hebels herumgehende Bandfeder *F* hebt den unteren Teil dieses Hebelarmes und öffnet damit die Klaue in dem Augenblick, wo der dreieckige Keil nach oben zurückgezogen wird. Dies geschieht vermittels des aktiven Brustzuges, dessen Drahtseil *Z* in den Kasten eintritt und am Keil ansetzt. Erweitert der Mann seinen Brustkorb, so zieht er an dem Drahtseil und damit den Keil nach oben. Da diese Brusterweiterung nach einiger Uebung lange Zeit hindurch erhalten werden kann, so hat der Amputierte reichlich Zeit, um einen beliebigen Gegenstand zu fassen. Läßt er den Brustzug nach, so wird der Keil von seiner Feder wieder nach vorn getrieben und schließt damit die Klaue, die dann den Gegenstand festhält, und zwar nicht nur federnd, sondern bis zu einem hohen Grade automatisch je nach der Schräge der schiefen Ebene des Keils. Um in beliebiger Ebene die Klaue betätigen zu können, ist eine Drehung um die Längsachse um 360° in der Verbindung zwischen Ansatzzapfen und seiner Einstecktülle in der Weise vorgesehen, daß der Zapfen einen federnden Zahn trägt, welcher in einem ringförmigen Nut der Tülle gleitet (Fig. 94).

Fig. 94.



Federungsklaue im Ansatz um 360° drehbar im Doppelhebelarm (Nr. 22).

Mit dieser Vorrichtung hat der Mann sich in hohem Grade schon

unabhängig machen können. Er kann sich allein Schuhe und Strümpfe anziehen (Fig. 96), ebenso die Beinkleider. Diese haben einen schrägen vorderen Verschluß, den er durch eine Hebelspange verschließt (Fig. 97). Die Aufhängung geschieht mittels einer Hilfsschnur (Fig. 88) durch Ringe an Haken des Brustgurtes, der seinerseits durch zwei Schulterträger gehalten wird. Der Mann kann mit der Klaue essen (Fig. 98), ein Streichholz anzünden (Fig. 95), ein Butterbrot fassen und vieles andere

Fig. 95.



Fig. 96.

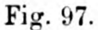


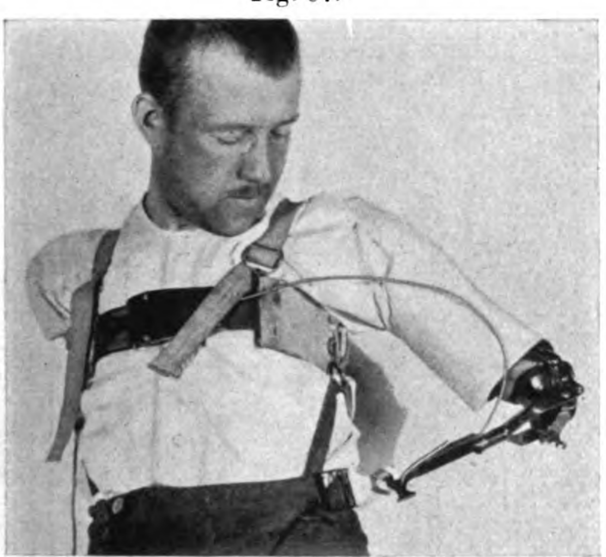
Aktiver Brustzug, Doppelhebelarm, Federungsklaue bei Betätigung.

mehr. Der Kunstarm, welchen er für die Klaue benutzt, ist der Doppelhebelarm für kurzen Stumpf (Nr. 22). An ihm ist (Fig. 94) eine Hülse für einen Tintenstift angebracht, mit dem der Mann schreiben oder die Schreibmaschine bedienen kann (Fig. 179 bis 181). Der rechte Arm ist ihm im Schultergelenk abgesetzt. Hierfür wird er die aktiv zu betätigende Hand (Nr. 26) oder Klaue (Nr. 27, 28) erhalten und dann ist zu erwarten, daß er vollständig unabhängig werden und auch in der Lage sein wird, die wenigen Hilfen, die er jetzt noch braucht, nämlich Zuknöpfen der Hemdhose und Anlegung des Brustgurtes, zu entbehren.

26. Aktiv bewegliche Hand.

Die Herstellung künstlicher Hände hat ein sehr schwerwiegendes Hindernis darin, daß eine Unmasse einzelner Teile zusammengesetzt


Fig. 97.



Derselbe wie in Fig. 96. Schräger Hosenschluß mit Hebelspange.

Fig. 98.



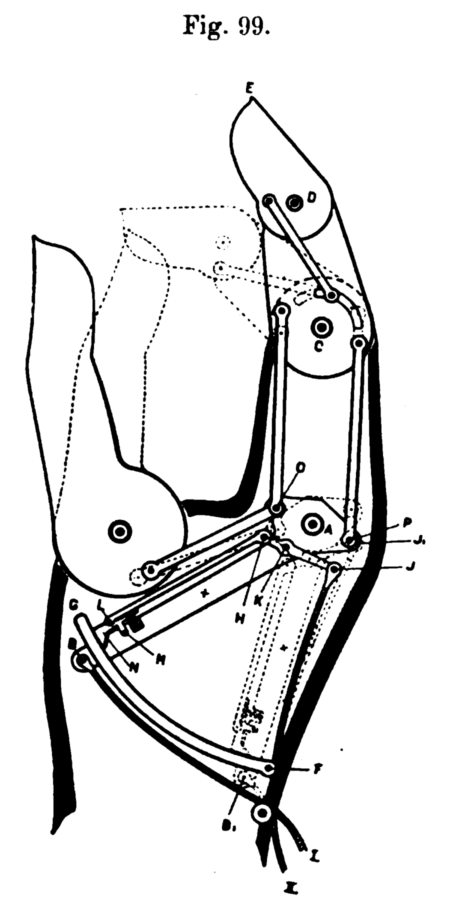
Derselbe wie in Fig. 97. Beim Essen.

werden müssen, um den verwickelten Mechanismus zur Funktion zu bringen. Fischer hat nun eine Hand (26a) konstruiert, welche

nicht nur sehr einfach ist, sondern auch eine neuartige und vollständig zuverlässige Feststellung und Auslösung besitzt (Fig. 99 u. 100).

Um den in seiner Lage dem natürlichen Fingergrundgelenk entsprechenden Drehpunkt *A* bewegt sich ein Hebelarm *A B*, wenn die Schnur I in *B* an ihm zieht, in eine Stellung, welche durch punktierte Linien dargestellt ist. Durch Uebertragungsstangen, welche in doppelter

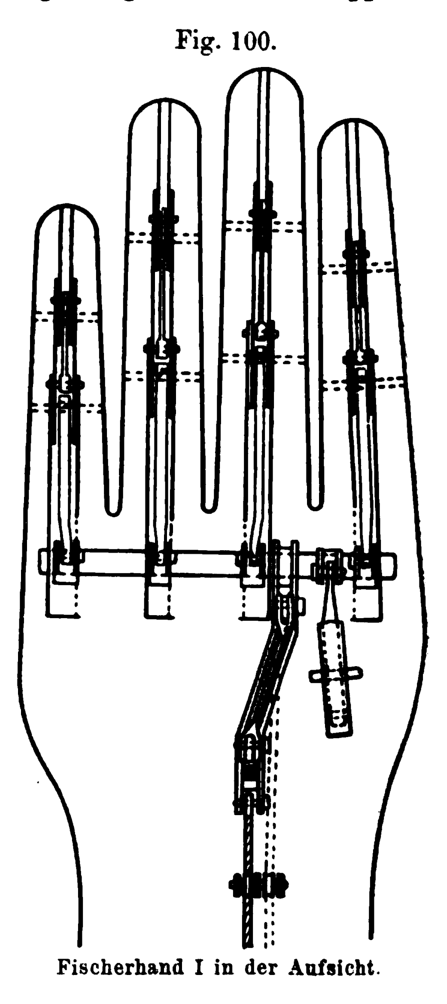
Fig. 99.





Konstruktionszeichnung der Fischerhand I mit Doppelzug.

Fig. 100.

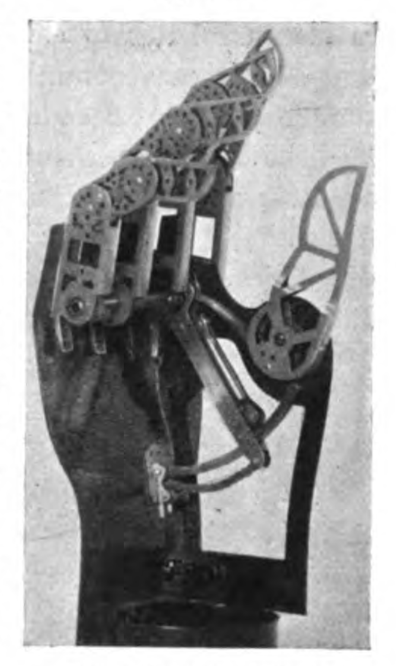


Fischerhand I in der Aufsicht.

Anzahl von den Drehpunkten *O* und *P* aus nach dem Fingermittelgelenk gehen, wird dieses gebeugt und durch Vermittlung einer weiteren zum Nagelgliede gehenden Zugstange auch dieses. Da die Länge des Hebelarmes *A B* ebenso groß, ja größer ist, als die Entfernung *C E*, so müssen die beiden Fingerglieder mit derselben Kraft gebeugt werden, mit der durch die Schnur I an *B* angegriffen wird. Von *O* geht außerdem eine Uebertragungsstange zu dem aus einem Stück geformten Daumen und bewirkt dessen Beugung. Auf dem Hebelarm *A B* sitzt

eine Bremsbacke *N*, gelenkig in *M* mit dem Hebelarm verbunden, und wird durch eine kleine Spiralfeder gegen die Führungsstange *GF* gedrückt. Diese Bremsbacke bildet einen festen und ganz zuverlässigen Reibungswiderstand gegen Oeffnung der Finger in jedem beliebigen Winkel der Beugung, verhindert aber nicht eine weitere Beugung. Von der Bremsbacke aus geht in *L* gelenkig verbunden eine Zugstange zu dem Doppelhebel *HJ*, der seinen Drehpunkt in *K* hat. Wird bei *J* durch die Schnur II gezogen, so wird zunächst die Bremsbacke gelöst und außerdem der Hebelarm *AB* gegen *G* hin geführt, was zur Folge hat, daß durch die zu den Fingergliedern und dem Daumen gehenden Führungsstangen diese geöffnet werden. Die durchgezogene Linie bedeutet den Zustand der Oeffnung, die punktierte den der Schließung in Fig. 99. Es geht daraus auch ohne weiteres hervor, daß für das Oeffnen nur der kurze Weg von J_1 nach *J* hin notwendig ist, d. h. noch nicht 1 cm, während zum Schließen der aus der Zeichnung ersichtliche lange Weg von *B* nach B_1 erforderlich ist, wenn man die Kraft voll ausnutzen will. Man kann nun auf Kosten der Kraft diesen Weg herabmindern, indem man z. B. die Schnur I an dem in den Hebelarm eingezeichneten Kreuz anhängt, dann wandert dieses Kreuz

Fig. 101.



Konstruktionsmodell der Fischerhand I.

Fig. 102.



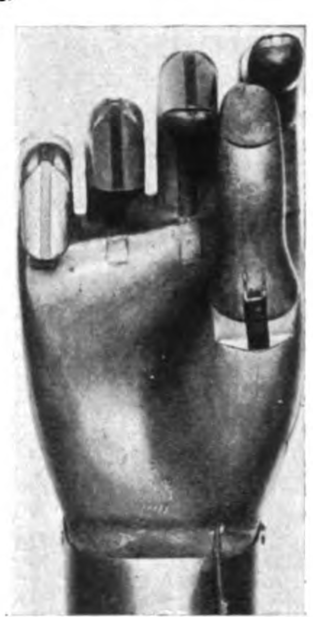
Fig. 103.



Fischerhand geschlossen und geöffnet.

nur um etwa die Hälfte des Weges bis dorthin, wo dasselbe Kreuz in die punktierten Linien eingezeichnet ist, wofür dann allerdings die doppelte Kraft verbraucht wird. Diese Möglichkeit ist von Bedeutung für die Sauerbruchsche Operationsmethode, wo gelegentlich erhebliche Kraft, aber nur kurzer Weg zur Verfügung steht, und wohl auch für andere Fälle, und steigert jedenfalls die Verwendungsmöglichkeit der Hand sehr beträchtlich. Sonst dienen als Kraftquelle die üblichen Bewegungen der mit Gurten versehenen Schulter, die Ellbogenbeugung, der Spiekermannzug, Fuß- oder Kniebewegungen u. ä.

Fig. 104.

Zwei Handtypen mit verschiedener Haltung des 2.—3. Fingers zum Daumen.

Fig. 101 zeigt, daß an Stelle der Grundgelenke eine quere Achse durchgeht, auf welcher die Uebertragungen für sämtliche Finger montiert sind, so daß sie von einer Stelle dieser Achse aus sämtlich mit einem Male betätigt werden. Ordnet man die Finger sinngemäß im Spiegelbilde auf der Achse an, so hat man ohne weiteres aus der rechten Hand eine linke Hand gemacht, was für die Fabrikation nicht ohne Bedeutung ist.

Der Daumen steht dem zweiten und dritten Finger gegenüber (Fig. 102 bis 104) und legt sich beim Schluß zwischen diese; alle drei Finger haben Gummipolster an der Spitze. In einem neueren Modell hat der zweite Finger gleiche Beugefähigkeit wie der dritte, beide

Finger sind ebenso wie der Daumen an der Spitze etwas abgeflacht, so daß das Fassen wie in einer Flachzange geschieht. Der Kleinfinger behält dauernd eine starke Beugestellung und kann als Haken zum Tragen benutzt werden, da die Feststellung mit unbedingter Zuverlässigkeit jede Belastung verträgt. Der Knopf oberhalb des Handgelenks läßt eine mit der gesunden Hand zu betätigende Freigabe des

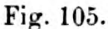


Fig. 105.



Fischerhand geschlossen beim Tragen einer Tasche.

Handgelenks zu oder Feststellung in Mittelstellung bzw. einer Beuge- und einer Ueberstreckungsstellung. Die Auslösung der Handgelenksfeststellung ist unschwer auch durch einen Schulterzug zu bewerkstelligen. Ist das Handgelenk frei beweglich, so besorgt der Oeffnungs- bzw. Schließungszug der Hand zugleich auch Beugung und Streckung des Handgelenks in einer sehr natürlichen Art, ohne die Greifsicherheit der Finger zu beeinträchtigen. Die Supination bewirkt beim Unterarmamputierten der Stumpf (siehe Nr. 12); für

Fig. 106.



Fischerhand beim Erfassen eines dünnen Gegenstandes (Hutkrempe) mit erhobenem Arm.

Oberarmamputierte ist eine besondere Konstruktion im Bau. Die Fig. 105 bis 109 zeigen die Hand im Gebrauch.

Aus der mit zwei Zügen ausgestatteten Hand (Fig. 99 ff.) ist sinngemäß eine andere Konstruktion (26 b) entwickelt worden, bei der nur ein Zug wirkt und durch Umschaltung einmal die Finger schließt und das nächste Mal öffnet (Fig. 110 u. 110 a). Den Oeffnungszug ersetzt eine Spiralfeder 1. Die Bremsbacke ist als gefederter Sperriegel 2 ausgebildet und dreht sich um denselben Gelenkzapfen 3 auf dem Schwinghebel 10, um den sich ein zweiarmiger Umschalthebel 4 dreht, der am einen Ende einen kleineren und für sich gelenkigen und gefederten Förderzahn 5 trägt, und am anderen Ende, wo die Zug-

Fig. 107.



Fischerhand beim Hutabnehmen.

schnur 8 ansetzt, von einer Spiralfeder 6 dauernd vorgedrängt wird. Zu dem Sperriegel und dem Förderzahn gehört ein mit doppelreihigen

Zahnrasten versehenes Zahnrad 7, von dem der kleinere Zahnkranz zur Drehung des Rades mittels des Förderzahnes benutzt wird, während der große der Feststellung bezüglich Lösung der als Sperrriegel ausgebildeten Bremsbacke dient. Wird nun an der Schnur bei geschlossener Hand gezogen, so schiebt der Förderzahn den kleinen Zahnkranz um einen Zahn weiter. Gleichzeitig hebt sich der Zahn des Sperrriegels aus der Zahnlücke (siehe Nebenfiguren „Sperre zu und offen“ in Fig. 110), löst seine Arretierung als Bremsbacke und stellt sich auf die Höhe eines der flachen Zähne am großen Zahnkranz. Die Gleitung ist also frei und die Spiralfeder 1 öffnet die Hand. Durch Zug kann nun die für Bewegung freigestellte Hand wieder geschlossen werden. In dem Augenblick, wo die Finger beim Schluß auf Widerstand stoßen, schiebt der Förderzahn den kleinen Zahnkranz um einen Zahn weiter. Der Sperriegel fällt in die nächste Zahnlücke und klemmt sich als Bremsbacke wieder gegen die halbkreisförmige Führungsstange 9: die Hand ist geschlossen und festgestellt, bis erneuter Zug sie wieder löst und öffnet. Bevor der Schließungszug nachläßt und die automatische Bremsung eintritt,

Fig. 108.



Fischerhand beim Schreiben.

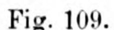
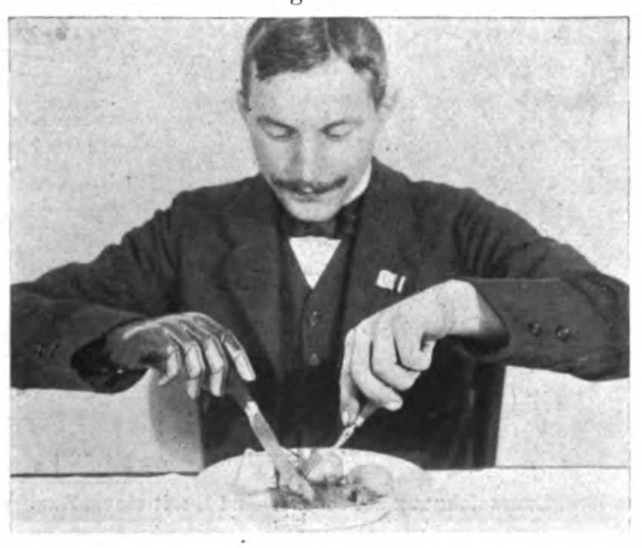


Fig. 109.

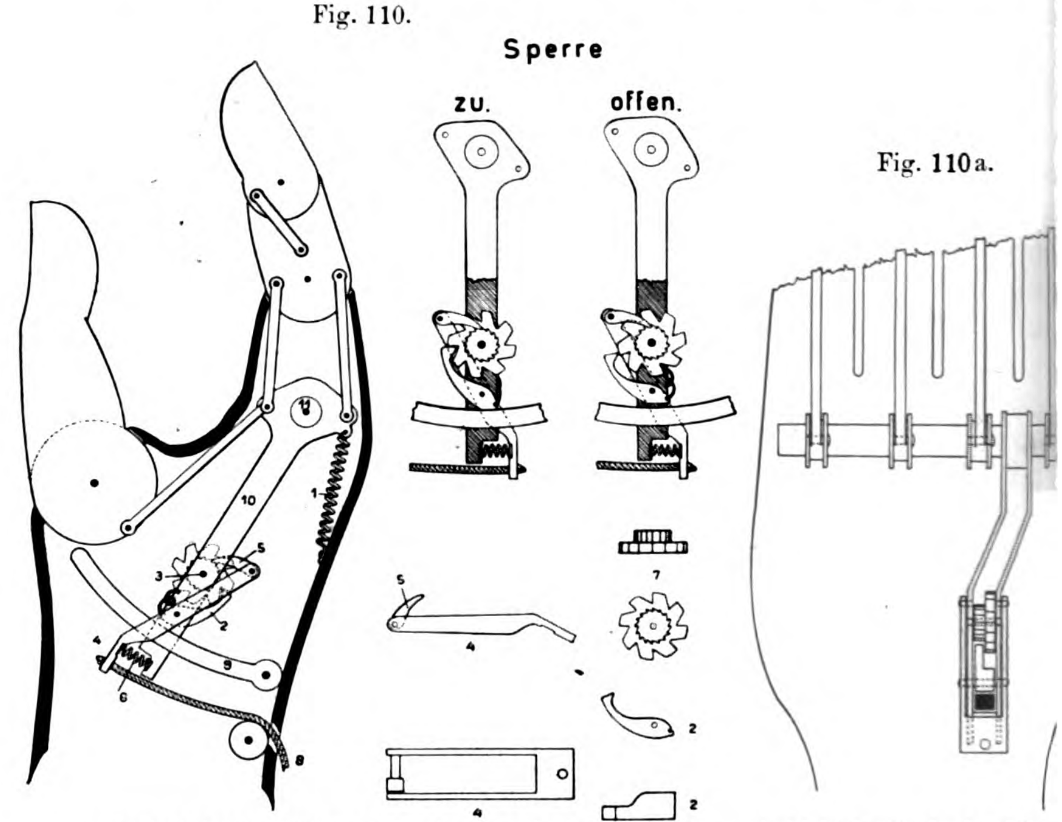


Fischerhand beim Halten des Messers.

kann beliebig nachgezogen werden, um den Gegenstand recht fest zu packen.

Auch bei diesem Modell kann man sich durch Verlagerung des Ansatzpunktes der Zugschnur gegen den Gelenkzapfen 11 des das Zahnrad tragenden Schwunghebels 10, genau wie bei der zweizügigen Hand, dem jeweiligen Falle nach Maßgabe der verfügbaren Kraft

Fig. 110.



Konstruktionszeichnung der Fischerhand II mit einem Zug. Aufsicht der Fischerhand II.

und des Weges anpassen. Die übrige Konstruktion entspricht der der zweizügigen Hand in Fig. 99.

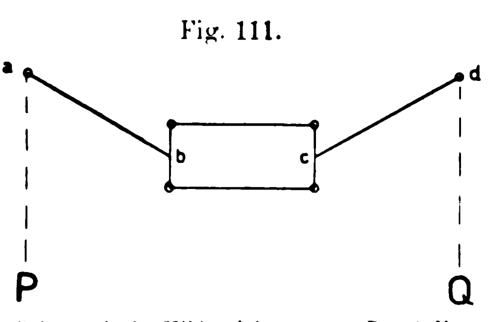
Die Vorzüge der Hand sind:

1. Die Bauart ist außerordentlich einfach, was für die Haltbarkeit und Massenherstellung von Wichtigkeit ist, sie ist außerdem zuverlässig, weil die als Taschenmessergelenke ausgebildeten Verbindungen auch seitlichen Beanspruchungen gewachsen sind. Das Hebelsystem ist einfach und gibt in seiner Feststellung nicht im geringsten nach; die Lösung ist spielend leicht und verbraucht nur wenige Millimeter Weg für die Zugschnur.

2. Die Hand enthält keine rotierenden Teile.

3. Das Fehlen der Grundgelenke bringt keine Nachteile, dagegen beträchtliche Vorteile. Die Greifbewegungen sehen vollständig natürlich aus. Eine Beweglichkeit der Grundgelenke ist nur dann unentbehrlich, wenn vorher Faustschluß zum Erfassen eines Stieles erfolgen soll; auch dies macht die Hand, wenn der Stiel nicht gar zu dünn ist. Um an einem solchen Stiel erhebliche Lasten zu bewältigen (Hacke, Regenschirm bei starkem Wind), ist keine der bisher beschriebenen Hände geeignet, auch nicht diese. Alle machen im wesentlichen nur solche Greifbewegungen, wie sie die lebendige Hand mit den Fingerspitzen macht; wenn die letztere dabei meist gleichzeitig auch die Grundgelenke beugt, so geschieht das, weil an der lebenden Hand mit jeder Fingerbeugung eo ipso aus physiologischen Gründen, nämlich der Rücksicht auf die sonst unvermeidliche Ueberdehnung der Strecksehnen, eine Ueberstreckung des Handgelenks erfolgt. Das fällt beim toten Mechanismus fort, deshalb kann die mechanische Hand in jeder Handgelenkstellung ausreichende Fingerbeugungen machen und so auch die unserige bei feststehenden Grundgelenken (in jeder Handgelenkstellung), nur daß sie es mit viel ausgiebigerer Kraftausnutzung tut, wie die sonst bekannten Hände. Denn das Fehlen der Grundgelenke ergibt nicht nur eine größere Festigkeit im Bau, sondern vermindert auch die Reibung und erhöht somit die Kraftausnutzung. Der Verlust des Weges der feststehenden Grundphalangen wird durch die ihnen zwangsläufig entgegenkommende Bewegung des Daumens ausgeglichen.

Fig. 111.



Schematische Hilfszeichnung zur Darstellung der Hebelwirkung der Fischerhand.

4. Die große Krafteinwirkung ist vor allem durch die Anordnung eines gleicharmigen Hebelsystems (Fig. 111) ermöglicht. Ohne Berücksichtigung der Reibung wird von einer Kraft, welche bei P angreift, eine gleich große Last bei Q gehoben.

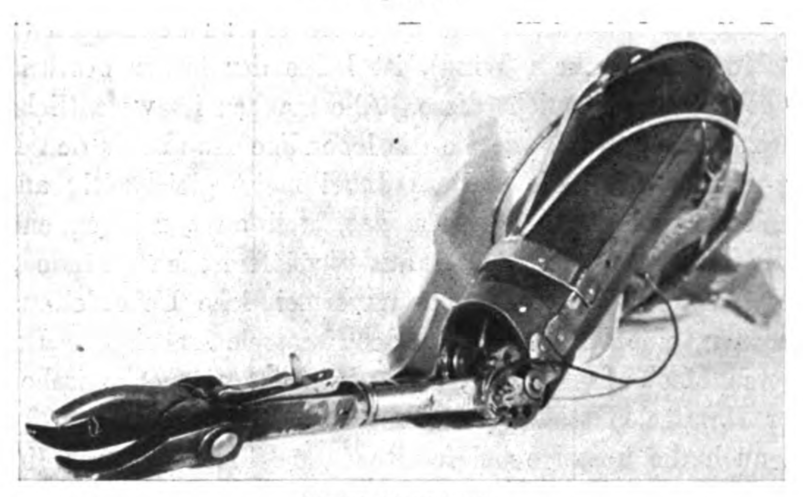
5. Auf die einfachste Weise kann jede Hand dem betreffenden Träger insofern angepaßt werden, als ein Ausgleich zwischen verfügbarem Weg und vorhandener Kraft geschaffen werden kann, was namentlich bei der Sauerbruchschen Operation von Bedeutung ist, wenn vielleicht mal wenig Weg, aber viel Kraft zur Verfügung steht.



27. Aktive Fingerklaue.

Ebenso wie die passive Kunsthand den passiven Arbeitsansätzen in bezug auf die Fähigkeit, die mannigfachsten Gegenstände zu halten, unterlegen ist, so ist es auch die aktive Kunsthand gegenüber

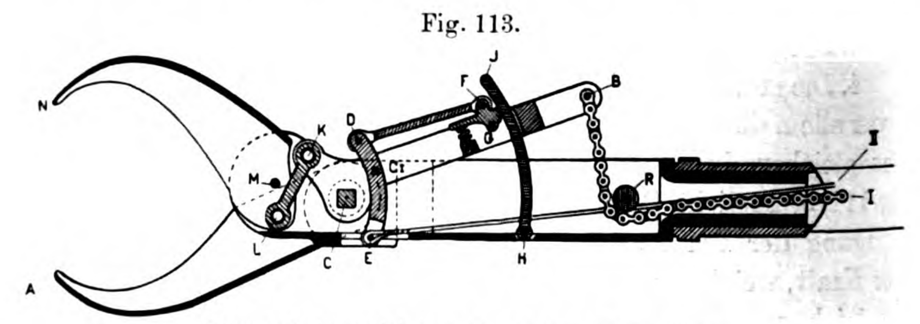
Fig. 112.



Aktive Fingerklaue.

aktiven Greiforganen, welche mit der Hand gar keine oder wenig Aehnlichkeit haben. Deshalb habe ich von Anfang an darauf gehalten, daß neben der aktiven Hand auch aktive Klauen ausprobiert würden, und Fischer hat daraufhin für den unter Nr. 29 beschrie-

Fig. 113.

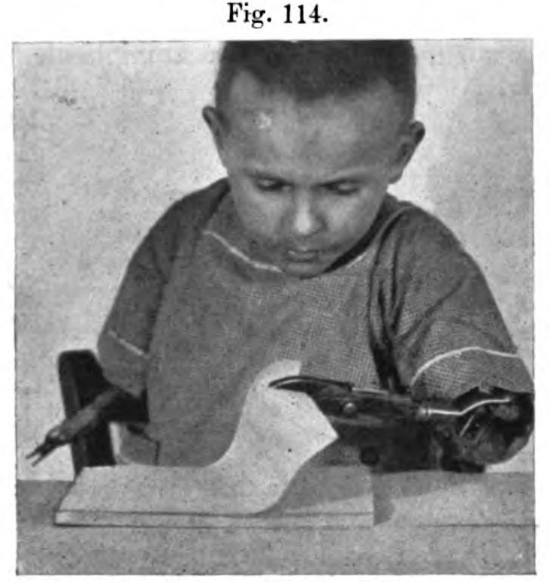


Konstruktionszeichnung der aktiven Fingerklaue.

benen Knaben zunächst zwei aktive Klauen gebaut, die später gegebenenfalls durch Hände ersetzt werden können. Die erste (Fig. 112) zeigt drei fingerähnliche Haken und ist um den Unterarmstiel passiv zu pro-supinieren. Um den Drehpunkt *C* (Fig. 113) bewegt sich der Hebelarm *A B*; er trägt die Nase *K*, die bei Bewegungen ihrer-

seits durch KL das Maulteil N um dessen Drehpunkt M bewegt. Kette I zieht an B und bewirkt Annäherung von A und N, d. h. Schluß der Klaue; der Zug II setzt bei E an und dreht ED um C_1. Dadurch wird die Bremsbacke FG gelöst und gleichzeitig die Klaue geöffnet. Die Feststellungsvorrichtung, d. h. die Bremsung von FG an JH, ist genau dieselbe wie in der Hand (Fig. 99). Eine Betätigung ist in Fig. 114 dargestellt.

Fig. 114.



Betätigung der aktiven Fingerklaue.

28. Aktive Spannklaue.

Diese Greifvorrichtung ist hervorgegangen aus der passiven Fischerklaue, die weiter hinten unter Nr. 47 beschrieben werden wird. Sie zeigt (Fig. 115) eine Hohlrinne mit Einkerbungen zur Aufnahme der Gegenstände in gerader, querer oder schräger Richtung; an einer Seite geriefte Flächen, an der anderen Seite Einkerbungen für ganz kleine Gegenstände (Streichholz).

Der mit der Hohlrinne versehene Klauenteil steht fest, in ihm dreht sich um C der Hebelarm AB (Fig. 116), indem die über Rolle R laufende Kette I die Klaue schließt, während Zug II sie öffnet. Die Lösung der Bremse FG an JH ist dieselbe wie in Fig. 99.

Die Klaue darf mit ihrer vielgestaltigen Form als eine Universalgreifvorrichtung für alle

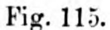
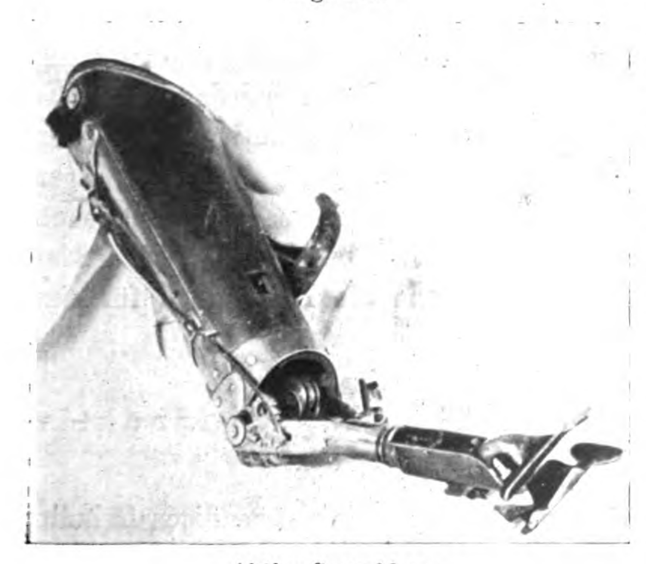


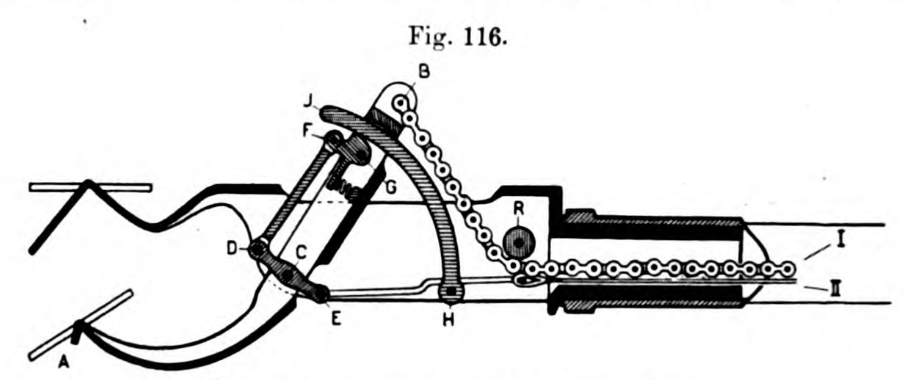
Fig. 115.



Aktive Spannklaue.

Gegenstände und Verrichtungen des täglichen Lebens bezeichnet werden, denn ihre an amniotisch abgeschnürte Fingerstümpfe er-

Fig. 116.



Konstruktionszeichnung zur aktiven Spannklaue.

innernden Greifzacken, die dem Faustinneren ähnliche Hohlrinne, die wie Fingerspitzen zufassende seitliche Flachpinzette ahmen die wichtigsten Greifbewegungen der lebendigen Hand nach, wie die in Fig. 118 zusammengestellten Zeichnungen beweisen, die nach Photographien angefertigt sind.

Fig. 117.



Betätigung der aktiven Spannklaue.

Ihre Verwendbarkeit ist auch aus den Fig. 156 u. 157 ersichtlich, denn dort ist der Griffteil derselbe, wenn auch die Feststellung anders erfolgt. Mit dieser und der Fingerklaue (Nr. 27) „hantiert" der Junge, welcher zur Kraftübertragung die Vorrichtung Nr. 29 benutzt (Fig. 117). Aktive Fingerklaue und Spannklaue werden jetzt ebenso wie die Hand auch für einen Zug gebaut.

29. Aufhängung und Kraftübertragung für aktive Greifvorrichtungen.

Da die für die Betätigung aktiver Hände notwendigen Schulterzüge aus Gurten für den Carnesarm unseres Wissens patentamtlich

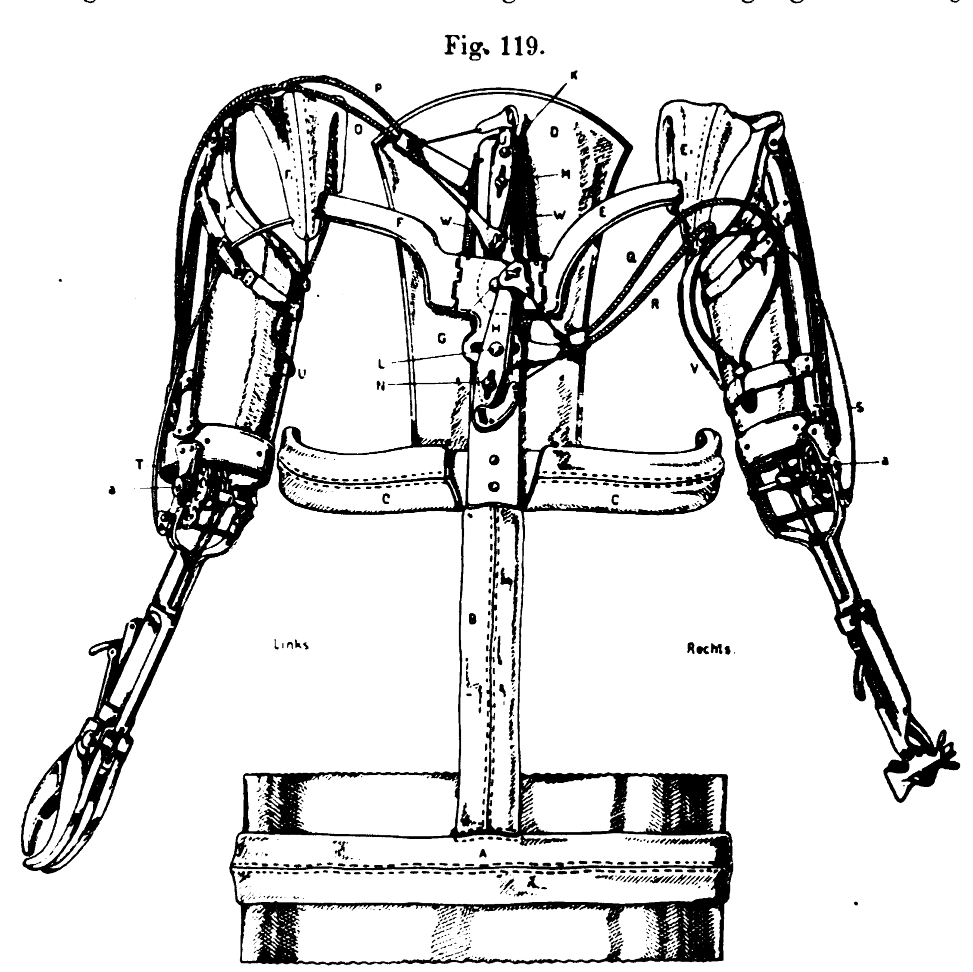
Fig. 118.

Nach photographischen Aufnahmen gezeichnete Darstellungen der Greiffähigkeit der aktiven Spannklaue (Fischer), welche die wichtigsten Greifbewegungen der Hand nachmacht. (Siehe auch Fig. 156 bis 159.)



geschützt sind und es uns erst im Februar 1917 bekannt wurde, daß die Benützung dieser Patente von der „Gemeinnützigen Gesellschaft für Beschaffung von Kunstgliedern“, der jetzigen Inhaberin der deutschen Carnespatente, unter gewissen Voraussetzungen jedem Konstrukteur freigegeben wird, sahen wir uns im Herbst 1916 noch gezwungen, nach einer neuen Aufhänge- und Uebertragungsvorrichtung

Fig. 119.



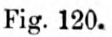
Konstruktionszeichnung der Aufhängevorrichtung und Kraftübertragung für aktive Greifvorrichtungen.

uns umzusehen. F i s c h e r hat dafür die vorstehende Konstruktion gefunden (Fig. 119), die den Vorteil hat, daß, weil jede Dehnungsmöglichkeit fortfällt, die volle Kraft ausgenutzt wird, und die den Nachteil hat, daß vielleicht, namentlich bei Erwachsenen, durch die Schweißverdunstung bei ungenügender Pflege Rost auftreten wird.

Ein Beckengurt *A*, bestehend aus einem Stahlring und einem Gurt, umfaßt die Darmbeinschaufeln. Darauf ist der Rückenstab *B*



senkrecht montiert, von dem aus zur Verhinderung seitlicher Verschiebungen die beiden den Brustkorb umfassenden Stahlbänder *C* abgehen. Um den Drehpunkt *G* drehen sich zwei Winkelhebel *E* und *F*, welche in die über die Schulter herübergreifenden Kappen E_1 und F_1 übergehen, mit deren Hilfe die Winkelhebel durch Erheben und Senken der Schultern betätigt werden können. Diese beiden Winkelhebel sind mittels zweier Spiralfedern *W* an dem oberen Ende des Rückenstabes aufgehängt, und zwar ist die Federkraft so bemessen, daß sie das volle Gewicht der Kunstglieder im Gleichgewicht zu tragen vermag. An den beiden Schulterkappen hängen die Hülsen für die Oberarmstümpfe, einerseits durch Riemen, anderseits durch Rollen mit den Aufhängeschnüren *V* und *U* getragen. Jeder dieser Winkelhebel hat dicht neben der vertikalen Rückenstange ein um die Senkrechte schwingendes Scharnier, durch welches ein Vor- und Rücknehmen der Schultern gewährleistet wird, ohne daß die Betätigung des Hubes der Schultern deshalb eingeschränkt würde. Auf jedem dieser Winkelhebel sitzt je ein zweiarmiger Uebertragungshebel *H* und *J*, die ihre Drehpunkte in *K* und *L* haben. Von den Enden dieser Uebertragungshebel gehen zum linken bzw. zum rechten Arm zwei Schnüre ab, von denen *O* auf der linken Seite, *Q* auf der rechten Seite die Klaue schließt, während *P* bzw. *R* sie öffnen. Wenn die rechte Schulter gehoben wird, so geht das obere Ende des Winkelhebels *E* nach links und dadurch das obere Ende des Uebertragungshebels *J* nach rechts, zieht an der Schnur *P* und öffnet die Klaue. Wird die Schulter gesenkt, so tritt das Umgekehrte ein und es wird an der Schnur *O* gezogen und die Klaue geschlossen. Diese Schnüre sind schwache Drahtseile, welche in Schutzspiralen verlaufen. Wird die linke Schulter gehoben, so geht das untere Ende des Winkelhebels *F* nach links, und ebenso das untere Ende des Uebertragungshebels *H*. Dadurch wird an der Schnur *R* gezogen und beim Senken der Schulter sinngemäß an der Schnur *Q*.


Fig. 120.


Durch Unfall (Ueberfahrung von der Straßenbahn) verursachte Amputation beider Oberarme.

Fig. 121.

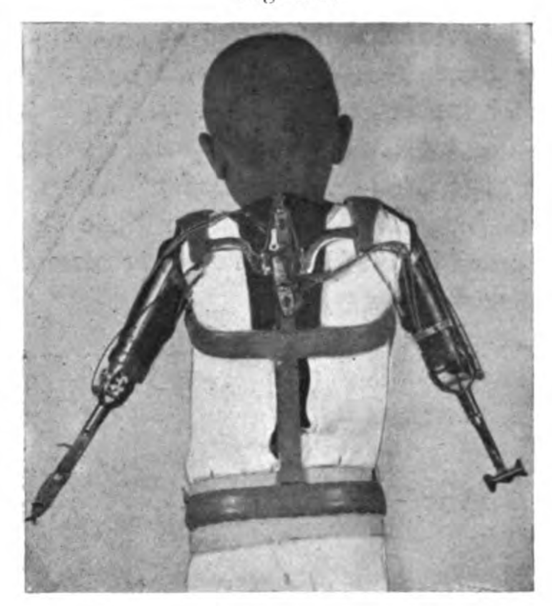


Fig. 122.



Derselbe Knabe wie in Fig. 120 — ausgerüstet mit der Aufhängung und Kraftübertragung (Fig. 119) und der aktiven Fingerklaue und Spannklaue.

Der Amputierte, ein neunjähriger Knabe (Fig. 120 bis 122), hat seine beiden Oberarme durch Unfall in der Mitte verloren. Er ist auf diese Weise imstande, durch die beträchtliche Kraft, welche er beim Heben und Senken der Schultern aufzuwenden vermag, die an seinen Prothesen hängenden Klauen nach Belieben zu öffnen und zu schließen. Die Klauen selbst sind unter Nr. 27 und Nr. 28 beschrieben. Da ihm die Ellbogengelenke fehlen, mußte auch für mechanische Ellbogengelenke und deren Beugungsmöglichkeit und Feststellbarkeit gesorgt werden. Dies ist auf folgende Weise geschehen: Zwischen den Seitenschienen des Oberarmes verläuft die mechanische Ellbogengelenkachse *a* (Fig. 119), welche ein Zahnrad trägt. Unterhalb der Ellbogengelenkachse liegt eine zweite Achse, auf welcher eine Sperrklinke befestigt ist, die durch eine auf diese Achse gewundene Spiralfeder dauernd in eine der Aussparungen des Zahnrades gedrückt wird. Am äußeren Ende dieser Sperrklinke ist exzentrisch eine Schnur *S* und *T* befestigt, welche zu der Schulterkappe der betreffenden Seite geht. Wenn der Knabe seinen Arm nach vorn bringt, so zieht er mittels der Schnur

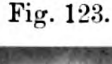


Fig. 123.



Betätigung der Aufhängevorrichtung in Fig. 119.

an der Sperrklinke, hakt sie aus dem Zahnrad aus und beugt zugleich den Unterarm. Durch einen kurzen Ruck kann er die Schnur nachlassen und es fällt dann die Sperrklinke in eine der Aussparungen des Zahnrades hinein und stellt damit den Ellbogen fest, ehe der ganze Unterarm heruntersinken konnte. Auf diese Weise kann das Kind seinen mechanischen Ellbogen in beliebigem Winkel feststellen oder auch strecken, wenn es nach Oeffnung der Sperrklinke den Arm langsam herunterfallen läßt, so daß der Sperrzahn gar nicht zur Arretierung kommt, denn das Unterarmgewicht überwindet leicht die zur Sperrklinke gehörige Federkraft. Betätigungen zeigen die Fig. 114, 117 u. 123.

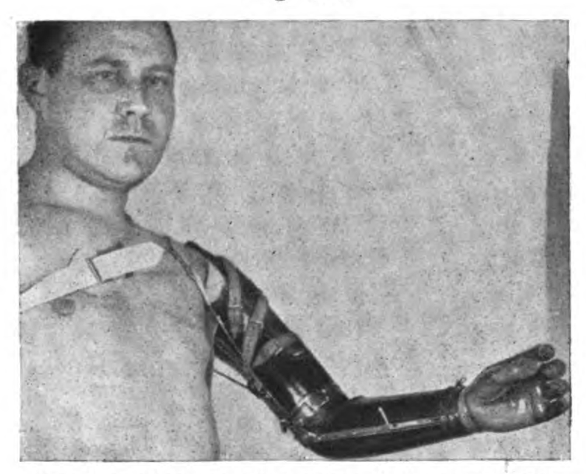
VIII. Befestigungsvorrichtungen.

30. Schulteraufhängung und innere Rolle mit Schnur.

Schon bei dem ersten Arm haben wir die vom Kunstbein her bekannte Aufhängevorrichtung mittels einer Innenrolle angewandt, über welche nach der Vorder- und Rückseite des darübergelegenen Gelenkes eine Schnur läuft (Fig. 124). Dadurch ist die Möglichkeit gegeben, die Oberarmhülse fest in die Achselhöhle hineinzuziehen, was bei jedem Stumpf, besonders aber beim kurzen, den Leuten ein außerordentliches Gefühl der Sicherheit verleiht, sobald sie eine Abduktionsbewegung machen. Die Gurte haben wir stets so einfach wie nur irgend möglich zu halten gesucht. Die Fig. 68, 78 und andere geben ein einfaches Beispiel dafür. Bei besonders kurzem Stumpf haben wir zwei Schultergurte über die amputierte Seite gelegt, die miteinander verbunden sind, und haben den Quergurt auch noch durch seitliche Vertikalzüge mit den Hosen vereinigt.

Als die beste Verbindung zwischen Oberarmhülse und der Schulterbandage erscheint uns der Lederriemen (Fig. 130, 78), der leicht nachgezogen werden kann und allen Bewegungen ohne die geringste Hemmung folgt. Im übrigen ist es Sache der Gewohnheit, daß der Mann mit seinem Stumpf sich in die Hülse einfühlt und diese regieren lernt auch bei denjenigen Haltungen, bei welchen einen absolut festen Sitz keine Bandage zu gewähren vermag.

Fig. 124.

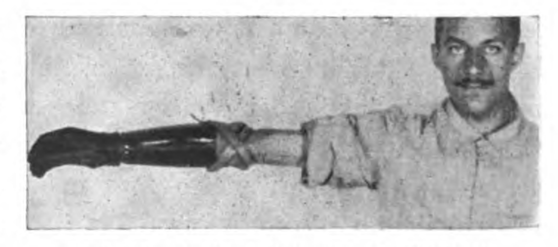


Schulteraufhängung und innere Rolle mit Schnur.

31. Achtertour.

Für die Unterarmhülse wenden wir schon seit den Friedenszeiten mit Vorliebe ebenfalls einen Riemen an, der in Form einer Achtertour um die Gelenkkondylen des Oberarmes herumgelagert wird (Fig. 125). Je stärker an dem Kunstarm gezogen wird, desto fester schnürt sich die Aufhängung ein, und da sie dicht über dem Gelenk die Rückseite des Oberarmes fest umgreift, gibt sie namentlich bei Streckung und mäßiger Beugung den unbedingt festen Widerhalt, den Riedinger in so ausgezeichneter Weise durch die Herumführung der Oberarmseitenschienen bewirkt hat. Erscheint die einmalige Achtertour nicht ausreichend, so kann man auch zwei Riemen um den Oberarm herumlegen (Fig. 126) und damit den festen Halt noch weiter sichern. Als die sicherste und von allen damit Ausgerüsteten ausnahmslos gelobte Befestigung erscheint uns die Achtertour (Sicherung in Streckstellung des Ellbogens) zusammen mit zwei seitlichen Oberarmschienen und einer den Biceps freilassenden Spange an der Rückseite (Sicherung bei gebeugtem Ellbogen). (Fig. 127, siehe auch Fig. 30 u. 31.)

Fig. 125.

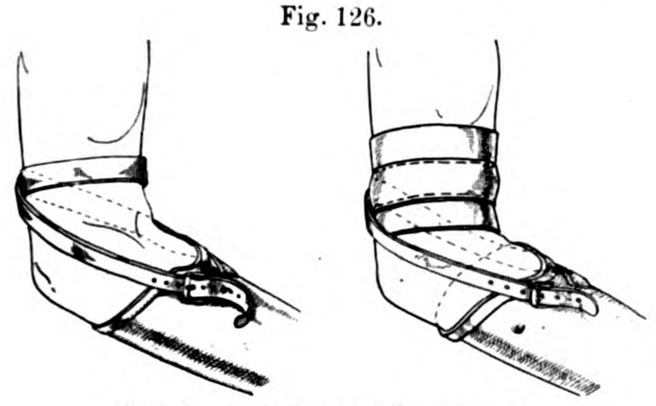


Lederriemen in Achtertour als Ellbogenbefestigung.

32. Hammerbefestigung am Unterarm.

Schon von Friedenszeiten her stehen wir auf dem Standpunkt, daß der Hammer am Stumpf befestigt werden soll, weil das Hämmern eine einfache maschinenmäßige Bewegung ist, und die gesunde Hand für die vielfach sehr komplizierten Bewegungen frei bleiben soll, mit

Fig. 126.



Einfache Achtertour und Doppelriemen.

welchen das Werkzeug, z. B. der zu schmiedende Stahl, hin und her gedreht werden muß. Der Unterarmstumpf ruht auf zwei Metallringen, deren obere Hälften durch Riemen geschlossen werden (Fig. 128). Vorn sitzt eine mit Filz unterlegte Metallplatte, gegen welche das Stumpf-

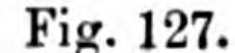
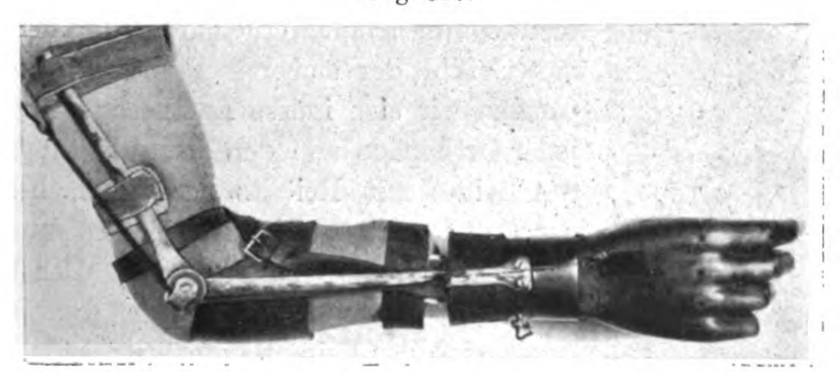


Fig. 127.



Achtertour zusammen mit seitlichen Oberarmschienen und rückwärtiger Spange als fester Halt bei gestrecktem und gebeugtem Ellbogen.

ende sich anlegen kann. Eine Oberarmlasche verhindert das Abrutschen und gestattet durch zwei seitliche Verbindungsriemen freie Bewegung. Der Hammerstiel ist in zwei Ringen unter dem Stumpf angebracht und der Hammer selbst sitzt dort, wo früher etwa die geballte Faust gesessen hat. Diese Vorrichtung haben wir bisher zwei-

mal bei Orthopädiemechanikern angewandt. Sie gibt den Leuten eine ungemein sichere Führung des Hammers und erlaubt ihnen,

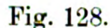
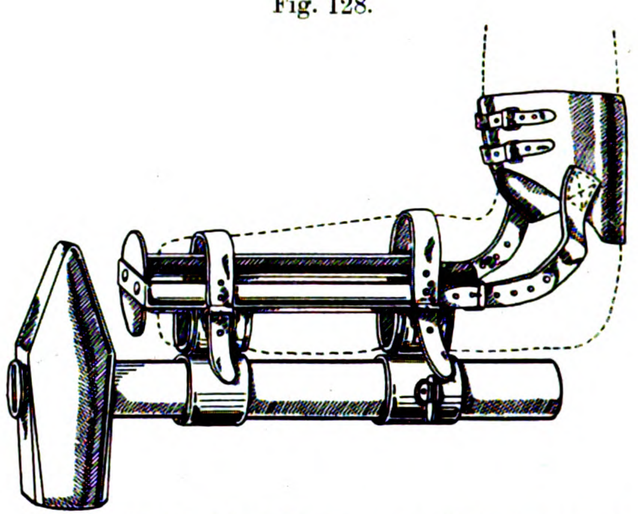


Fig. 128.



Befestigung des Schmiedehammers am Unterarmstumpf.

Fig. 129.



Mann mit der Befestigung in Fig. 128 beim Schmieden.

stundenlang, ja den ganzen Tag über unausgesetzt zu schmieden (Fig. 129 u. 39).

33. Innere Lasche.

Wo ein kurzer Stumpf von einer Hülse nicht so fest gefaßt werden kann, daß der Mann das Gefühl der sicheren Führung bekommt, wenden wir eine innere Lasche an, wie sie ja jeder Orthopäde von den Extensionsapparaten des Beines mit Reitsitz her kennt, bei dem der Fuß innerhalb des eigentlichen Apparates gegen die Sohle gezogen wird. Der Unterschied ist nur der, daß hier der Stumpf gegen eine der Seitenwände festgehalten wird (Fig. 130). Aus schmiegsamem Leder legt sich um den Stumpf eine Lasche, deren Riemen aus der starren Hülse durch Schlitze herausgeführt und außerhalb geschnallt werden. Nun kann man beliebig fest den Stumpf gegen die Vorder- oder Rückwand der starren Hülse anziehen, und der Mann bekommt dadurch eine mechanisch völlig sichere Führung seiner Hülse und damit der Prothese.

34. Offene Schlupfhülse mit Ausnutzung des Hautgefühls.

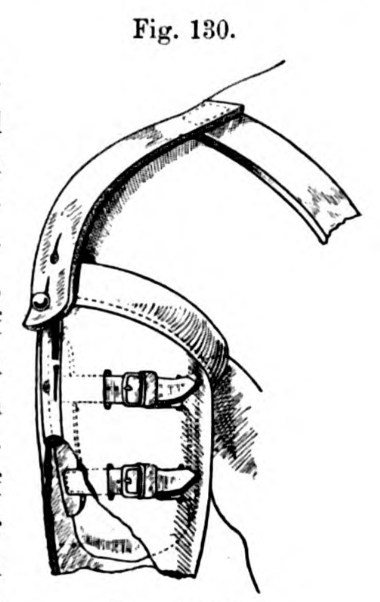
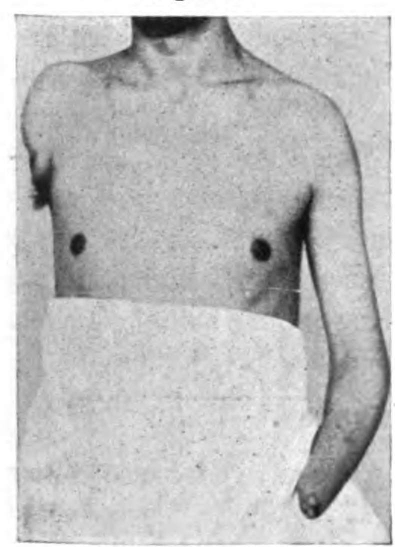


Fig. 130.

Innere Lasche.

Ein besonders schwieriger Fall, wohl der schwerste, den ich im Kriege gesehen habe, gab uns Veranlassung zu einer zweckentsprechenden Anpassung an die vorhandenen Ausnutzungsmöglichkeiten. Der Mann, früher Kaufmann, hatte die Sehkraft auf beiden Augen vollständig verloren, dazu den rechten Arm in der Schulter und vom linken Unterarm ein Viertel. Dieser Unterarmstumpf aber zeigte erstlich eine straff über den Knochen gespannte und sehr empfindliche Haut und besaß außerdem über den Weichteilen nur eine beschränkte Sensibilität (Fig. 117). Um dem Bedauernswerten, der viele Monate lang nur im Stuhl gesessen hatte und gefüttert worden war, wenigstens einige einfache Betätigungen als Einführung in die beabsichtigte Therapie zu ermöglichen, haben wir ihm eine aus weichem Leder hergestellte Lasche für den Unterarmstumpf gemacht, unter welche ihm z. B. eine Gabel oder ein Löffel geschoben werden konnte (Fig. 132). Nun war er wenigstens imstande, ohne Hilfe seine Mahlzeit einzunehmen, was schon für ihn eine große Lebensfreude bedeutete. An der Lasche wurde ein Haken angebracht und an diesem ein Aluminiumbecher mittels eines Seitenringes aufgehängt. Unterhalb des Ringes trat aus einer Aussparung der Lasche derjenige Hautbezirk hervor, der noch das meiste Gefühl hatte. Er konnte sich nun mit dem Stumpf an den Becher herantasten und den Haken unter den Ring schieben, so daß er imstande war, mittels des Gefühls abzuschätzen, wo der Becher hing und ob er noch Inhalt hatte. So war ihm auch das Trinken ermöglicht. Schließlich konnte ihm noch an dieselbe Stelle, wo sonst

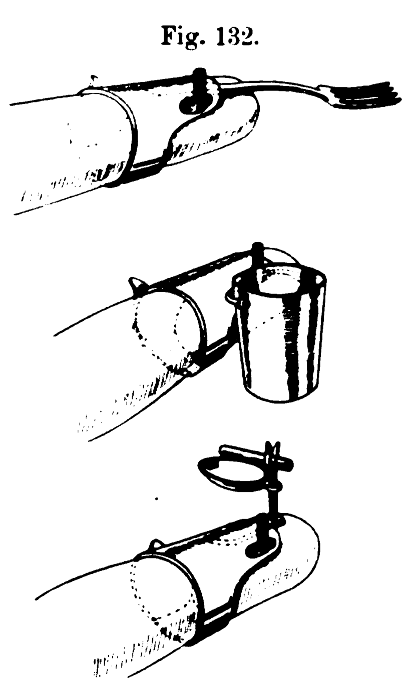
Fig. 131.



Kriegsblinder mit Verlust des ganzen rechten Armes und der linken Hand.

der Gabelstiel saß, eine Metallplatte geschoben werden, die an einem senkrechten Stift eine Klammer und darunter einen Löffel als Aschenbecher trug. In die Klammer wurde ihm eine Zigarette oder Zigarre eingesteckt und er konnte nun rauchen, ohne sich durch die etwa abfallende Asche zu beschmutzen. Nach Rücksprache mit dem Direktor der Königlichen Blindenanstalt erschien es uns möglich, den Mann dahin zu bringen, daß er Blindenschrift, nötigenfalls mit den Lippen, hätte lesen lernen und wohl auch eine Blindenschreibmaschine hätte betätigen können. Die Anwendung aktiver Greifvorrichtungen konnte zunächst nicht in Betracht gezogen werden, weil dem Manne ja für die Greifbewegungen mittels der unempfindlichen Klaue die Kontrolle durch das Auge fehlte. Immerhin glaubten wir, ihm versichern zu können, daß er wohl später wieder mit entsprechender Unterstützung sein Geschäft in anfangs mäßigem, später sich steigerndem Umfange zu überwachen in der Lage sein würde. Leider war er aber durch seine schweren Beschädigungen derartig verbittert und nervös reizbar geworden, daß alle unsere Bemühungen, z. B. die Bestallung eines besonders ausgesuchten eigenen Pflegers und Begleiters u. dgl. m., wenig fruchteten. Er ist schließlich zu seiner Familie zurückgegangen.

Fig. 132.



Offene Schlupfhülse für Stumpf mit beschränktem Hautgefühl bei einem ohnhändigen Kriegsblinden (Fig. 131).

IX. Einsteckvorrichtungen.

35. Behelfsmäßige Auslösungsvorrichtung der Kunsthand.

Um einem doppelseitig, rechts am Oberarm, links am Unterarm Amputierten die Möglichkeit zu geben, daß er die Kunsthand aus seiner Unterarmprothese entfernen und dafür ein beliebiges Ansatzstück, z. B. zum Essen, einzustecken vermochte, sind wir Anfang 1915 so verfahren: Der Zapfen der Hand schnappte mit einem ringförmigen Konus in einen Sperrhaken ein. Dieser konnte durch einen aus der Hülse her-

vorstehenden Hebel ausgelöst werden (Fig. 133). Dem Manne wurde nun an der Oberarmhülse eine Schnur befestigt, die unten einen Metallring trug. Durch geeignete Haltung des Armes und Beugung des Ellbogens war es möglich, den Ring über diesen Hebel zu bringen. Wenn der Mann dann den Ellbogen streckte, so zog die Schnur mit dem Ring den Hebel nach oben, der Sperrhaken wurde gelöst und er konnte die Hand durch Schüttelbewegungen aus der Hülse entfernen, um dann einen auf dem Tisch liegenden Löffel mit dem anderen Arm sich heranzuschieben und seinen Ansatzzapfen in die Hülse einzudrücken.

Fig. 133.



Behelfsmäßige Auslösungsvorrichtung der Kunsthand bei einem Ohnhänder.

36. Auswerfer.

In manchen Fällen ist es wünschenswert, daß die Leute schnell und zuverlässig ihr Ansatzstück einfach dadurch los werden, daß sie auf einen Knopf drücken und das Werkzeug herausgeschleudert oder -geschoben wird. Wir haben davon zwei Konstruktionen angewandt. Die erste Ausführung (36 a) zeigt einen viereckigen Zapfen (Fig. 134), dessen unteres Ende durch die viereckige Oeffnung einer quergestellten Metallscheibe hindurchtritt, die mit einem Knopf nach außen hervorragt und durch eine Feder gegen den Zapfen gedrückt wird. Sie trägt oberhalb ihres von der Feder umwundenen Stieles einen breiten schrägen Zahn, der in eine entsprechende Einkerbung des Zapfens eingreift und somit sein Herausgleiten verhindert. Wird auf den Knopf gedrückt, so geht der Zahn aus der Einkerbung heraus und eine unter dem Zapfenende liegende Spiralfeder wirft diesen heraus.

Die zweite Ausführung (36 b) zeigt einen runden konischen Zapfen (Fig. 135), dessen unteres Ende eine stumpfe Spitze aufweist. Ueber ihr sitzt ein kreisförmiger Nut, in den ähnlich wie bei der vorigen Ausführung ein Zahn eingreift, welcher zu einer unmittelbar unter dem Zapfenende gehörenden Platte mit Außenknopf und innerer Zugfeder

gehört. Soll der Zapfen entfernt werden, so wird auf den Knopf gedrückt und nun geht erstens der Zahn aus dem Nut heraus und zweitens schiebt sich unter die stumpfe Spitze des Konus eine zu der Auslösungsplatte gehörende schiefe Ebene, welche den Konus um die Breite ihrer Dicke aus seinem Lager hinausschiebt. Der Unterschied gegen die vorherige Konstruktion liegt erstens darin, daß dieser Zapfen im Gegensatz zu dem vierkantigen auch während der Arretierung frei

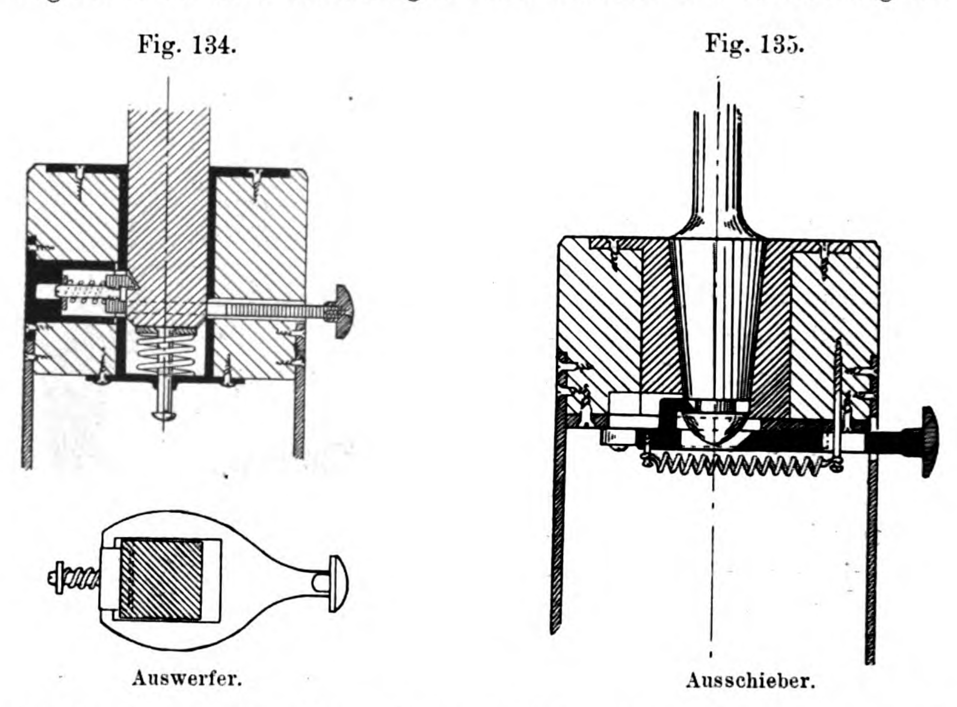


Fig. 134. Auswerfer. Fig. 135. Ausschieber.

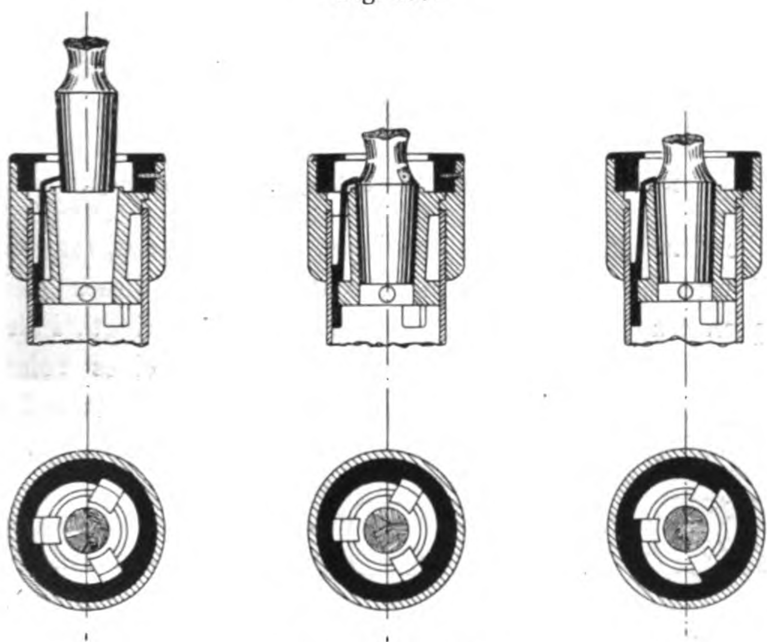
drehbar ist, und zweitens darin, daß das Ansatzstück nicht gleich herausfliegt, sondern nur aus seinem Lager etwas herausgehoben wird, so daß es nunmehr leicht entfernt werden kann. Da es zu der Natur des Konus gehört, daß er sich in seinem Lager sehr leicht fest ansaugt, so bietet diese Vorrichtung für solche Fälle, wo eine kräftige Hand zum Herausziehen des Ansatzstückes nicht zur Verfügung steht, die Möglichkeit, auf einfache Weise den Zapfen zunächst einmal zu lockern und dann herauszuschütteln.

37. Ausreißvorrichtung.

Das Ansatzstück muß in manchen Fällen so mit dem künstlichen Arm verbunden sein, daß es bei eintretender Gefahr herausgerissen wird, z. B. im Maschinenbetriebe oder wenn der Reiter stürzt und die Kunsthand in die Zügel verwickelt ist. Dieser Forderung genügt unsere

Ausreißvorrichtung (Fig. 136). In der linken Zeichnung wird der konische Zapfen des Ansatzstückes eingesteckt; in der Mittelzeichnung wird er durch die drei über den Rand seines Halses greifenden Federn vor dem Herausfallen bewahrt, während noch seine Drehbarkeit besteht. Wird in dieser Stellung ein Zug an dem Zapfen ausgeübt, so überwindet er die Federkraft und der Zapfen gleitet heraus, und z. B. die Hand bleibt in den Zügeln hängen, während der herab-

Fig. 136.



Ausreißvorrichtung.

gestürzte Reiter vor dem Geschleiftwerden bewahrt ist. Dreht man in der rechten Zeichnung den geränderten Außenring, so pressen die drei Steigungen seines Innenrandes die Federn fest gegen den Konusrand und ein Herausreißen, ja selbst eine Drehung des Konus ist nicht mehr möglich. Diese Einsteckvorrichtung bietet also neben der Drehbarkeit und völligen Feststellung auch noch die Möglichkeit des Herausreißens in Notfällen.

38. Hervorstehende Steckhülse bei langem Unterarmstumpf.

Die Anwendung des vorgeschriebenen Normalzapfens von 45 mm Länge setzt voraus, daß von dem Stumpf mindestens ebensoviel verloren gegangen ist. Wenn aber z. B. der Stumpf die volle Länge des



Unterarms hat, so muß eine Einsteckvorrichtung angewandt werden, welche möglichst wenig Raum braucht.

Ist die Absetzung im Handgelenk erfolgt, oder ist gar noch eine oder beide Reihen der Handwurzeln vorhanden, so kann man eine

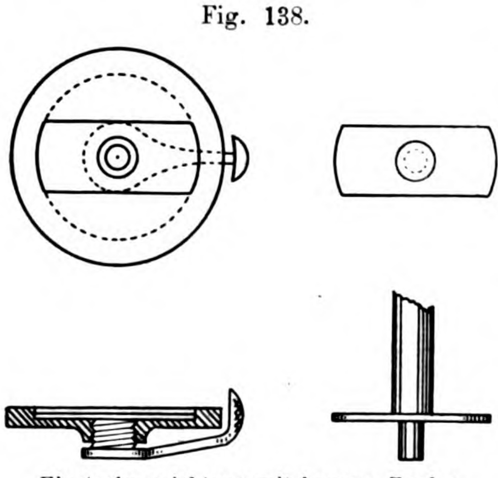
Fig. 137.



Hervorstehende Steckhülse bei langem Unterarmstumpf.

künstliche Hand in der Weise anbringen (Fig. 137), daß man die Hand aushöhlt und die Steckhülse als Ansatzstück in dieser gleichzeitig den Zapfen tragenden Höhlung der Hand unterbringt, indem man sie mittels eines volaren und dorsalen Riemens auf der Unterarmhülse befestigt.

Fig. 138.



Einsteckvorrichtung mit kurzem Zapfen.

39. **Einsteckvorrichtung mit kurzem Zapfen für langen Unterarmstumpf.**

Der Stiel des Werkzeuges trägt eine quere schmale Grundplatte (Fig. 138) und darunter einen kurzen Zapfen; die Stumpfhülse hat eine runde stählerne Abschlußplatte, die einen für jene Grundplatte passenden Ausschnitt trägt, durch den hindurch man eine Aufnahmetülle für den Stielzapfen liegen sieht. Diese stellt die Ausbohrung einer kurzen steilgewindigen Schraube dar, welche durch einen nach außen heraustretenden Hebel betätigt wird. Jetzt wird der Werkzeugstiel in die Aufnahmevorrichtung so hineingesteckt, daß der Stielzapfen in seine Tülle in der Schraube eindringt und die Grundplatte des Stiels in die für sie passende Oeffnung der Abschlußplatte am Unterarm hindurchtritt. Dreht man das Werkzeug um etwa 90°, so

liegt jetzt die Grundplatte zum größten Teil unter der Abschlußplatte und kann nunmehr durch Betätigung der Schraube fest gegen die Abschlußplatte eingeklemmt werden, so daß Stiel und Werkzeug unbeweglich stehen.

X. Ansatzstücke und Werkzeuge.

40. Geformter Messergriff.

Nach dem Vorbilde von Wien haben auch wir gelegentlich den Griff von Werkzeugen so geformt, daß die Fingerstümpfe ein gutes Lager und Widerhalt zu festem Griff fanden. Als Beispiel sei dafür

Fig. 139.

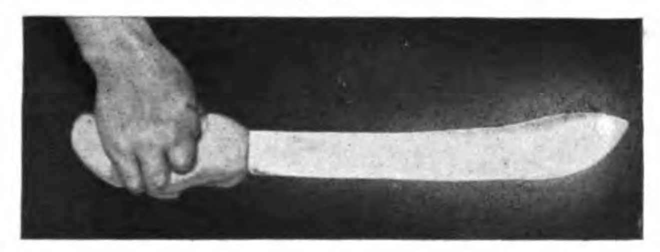


Fig. 140.



Geformter Messergriff für Fingerstummel.

ein Schlächter angeführt, der das Messer in seinem Beruf zu führen wieder gelernt hat (Fig. 139 u. 140).

41. Stempelvorrichtung.

Einem Postbeamten, der die rechte Hand verloren hatte, haben wir einen federnden Griff für den Poststempel angefertigt, der mit zwei Ringen den Holzgriff umfaßt und am anderen Federende den Normalzapfen für die Einsteckvorrichtung trägt (Fig. 141).

42. Ansatzstücke für Fingeramputation bei erhaltenem Daumen.

Ein Student hatte durch einen Eisenbahnunfall den rechten Arm im Schultergelenk und von der linken Hand alle Finger bis auf den

Daumen verloren. Dieser letztere war aber in Beugestellung fast ankylotisch und konnte nur ganz leichte Wackelbewegungen machen (Fig. 142). Durch eine einfache Lederlasche mit einer Hülse für den

Fig. 141.



Federnde Stempelvorrichtung für Postbeamten.

Bleistift und einer Einsteckvorrichtung für Gabelmesser u. dgl. m. haben wir den jungen Mann zunächst dahin gebracht, daß er wieder Mut faßte und anfing, seinen Stumpf zu gebrauchen (Fig. 143 u. 144). Er hat dann selbst sich aufs Konstruieren gelegt, was immer ein günstiges Zeichen ist und häufig sehr Wertvolles schafft, und sich z. B. eine Zange erdacht, mit welcher er Geld aus der Tasche holen kann. Der eine

Fig. 142.



Verlust aller Finger bis auf den ankylotischen gekrümmten Daumen. Der andere Arm ist in der Schulter abgesetzt (Fig. 143—145).

Griff steckt in der Einsteckvorrichtung, die sonst den Löffelstiel u. dgl. aufnimmt, an dem anderen kurzen ist ein Blech angebracht, gegen das er mit dem Daumen drücken kann. Fig. 145 zeigt, wie

er auf diese Weise die Zange zu öffnen und aus einer eigens für diesen Zweck unterhalb der Hosentasche angebrachten Geldtasche ein Geldstück herausnehmen kann. Er ist jetzt völlig unabhängig für alle Verrichtungen des täglichen Lebens und hat sein Studium wieder aufgenommen.

Fig. 143.



43. Arbeitsring.

Das wertvollste Ansatzstück für den Landarbeiter ist zweifellos der Ring, jedoch muß er nach sämtlichen Richtungen hin leicht drehbar sein und ist für den Mann um so verwendbarer, wenn er außerdem noch Feststellvorrichtungen in den einzelnen Gelenken besitzt. Wir sind dem durch eine Konstruktion nachgekommen, bei welcher auf dem Einsteckkonus eine Platte sitzt, durch welche der Zapfen eines Ringes geht. Da der Ring um seinen Zapfen drehbar ist und der Konus ebenfalls frei beweglich ist, so vermag der Ring

Fig. 144.



Ansatzvorrichtung für Fingeramputation bei erhaltenem Daumen.

Fig. 145.



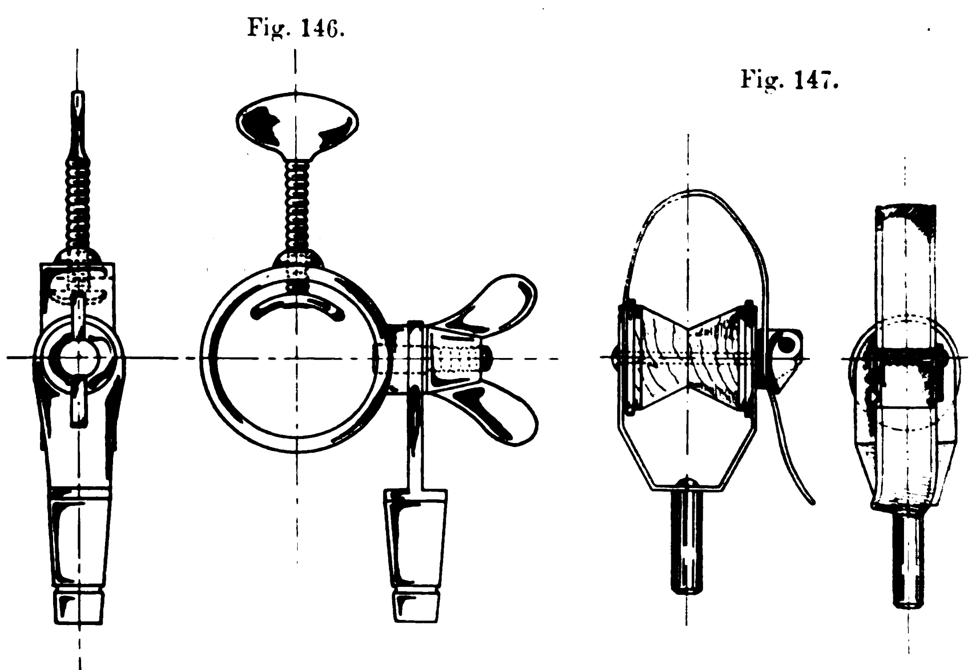
Behelfsmäßige Geldzange für Hand nur mit Daumen.

jetzt allen Bewegungen zu folgen. Der Konus kann aber festgestellt werden in der Unterarmhülse, der Ring an der Außenplatte des Konus und das Werkstück im Ringe durch eine Flügelmutter mit Preßschraube (Fig. 146). Auf diese Weise hat der Mann nach Belieben freie oder teilweise Beweglichkeit oder Feststellung in diesem oder jenem oder in sämtlichen Gelenken.

44. Landwirtschaftlicher Arbeitsansatz.

Es gibt kaum ein mechanisches Handgelenk an einem Kunstarm, welches die kolossale Beanspruchung bei der landwirtschaft-

Fig. 146. Fig. 147.



Arbeitsring. Landwirtschaftlicher Arbeitsansatz.

lichen Arbeit aushält. Dazu kommt, daß der landwirtschaftliche Arbeiter ein Ansatzstück braucht, das möglichst frei beweglich, unverwüstlich und leicht einstellbar ist. Diesen Anforderungen entspricht nachstehende Konstruktion in Fig. 147: Zwischen zwei aus Stahlblech hergestellten Armen dreht sich eine Holzrolle mit einer winkligen Einkerbung. Von dem einen Blecharm zum anderen geht ein Lederriemen, der auf der einen Seite festgenietet ist und auf der anderen Seite durch eine Feststellvorrichtung geht, wie sie von der Jalousie her bekannt ist. Der Mann steckt z. B. den Harkenstiel durch die Lederschlinge hindurch und zieht diese fest an. Dann verhindert

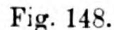


Fig. 148.



Betätigung des landwirtschaftlichen Arbeitsansatzes am Federarm I.

der Jalousieverschluß eine Oeffnung der Lederschlinge. Der Harkenstiel liegt nun in der Einkerbung der Holzrolle, die sich mit ihm bei den Bewegungen dreht. Ein Ausrutschen verhindert die Verkantung des Lederriemens. Die Rotation ermöglicht der über dem Blecharm sitzende Normalzapfen. Will der Mann den Stiel wieder freigeben, so löst er durch einfachen Druck den Jalousieverschluß und zieht den Harkenstiel heraus. Die Vorrichtung hat sich bisher sehr bewährt, sowohl auf praktische Verwendbarkeit als auch auf Dauerhaftigkeit, und ist, da sie aus dem einfachsten Material besteht, sehr billig (Fig. 148 u. 149). Neuerdings haben wir noch einen einfachen Haken seitlich angesetzt, so daß der Arbeiter eine Kiepe oder einen Eimer heben und tragen kann.

Fig. 149.



Landwirtschaftlicher Arbeitsansatz am Federarm beim Graben.

45. Schnellspannklaue.

Nächst dem Arbeitsring ist das wichtigste Werkzeug die Klaue. Bei ihrer Anwendung ist es aber häufig wünschenswert, daß die Anpassung an das Werkzeug möglichst schnell geht. Zu dem Ende hat Herr Ingenieur Baumgart folgende Konstruktion angewandt (Fig. 150 u. 151): Die eine Lippe des Klauenmaules steht fest. Die andere wird durch Federung dauernd geöffnet. Sie trägt auf der Seite des kürzeren Hebelarmes eine Zahnung, in welche ein durch einen gefederten Stift vorgetriebener Hebel mit Zahnarretierung eingreift.

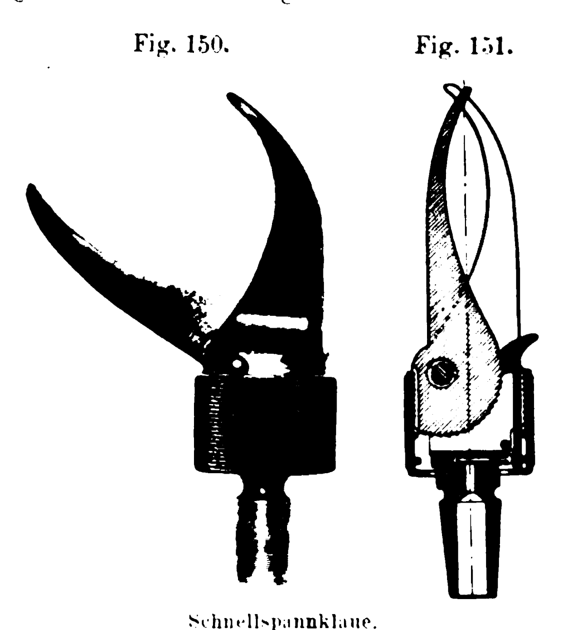


Fig. 150. Fig. 151.

Schnellspannklaue.

Wenn jetzt der Stiel eines Werkzeuges, z. B. einer Harke, in die Klaue gelegt wird, so kann man durch einen Griff das Klauenmaul zusammendrücken, und die erwähnte Arretierung verhindert die Wiederöffnung. Die bewegliche Klauenlippe aber hat außerdem nach außen hin an dem kürzeren Hebelarm ein Schraubengewinde, in welches eine Ueberwurfmutter mit gerauhter Außenfläche eingreift. Wird diese Mutter betätigt, so bewerkstelligt sie eine noch feinere Einstellung der Klaue, indem sie über die erste grobe, durch die Zahnarretierung bewirkte Einstellung hinaus das Klauenmaul noch fester schließt und gegen den Harkenstiel anpreßt.

46. Küpperscheegklaue.

Um einen Ring herum sitzen gelenkig drei zweiarmige Hebel (Fig. 152 [46a]). Ihre unteren Enden ruhen auf dem konischen Teil einer Schraubenmutter. Sobald diese vorgetrieben wird, werden die unteren Hebelarme auseinandergedrängt und die oberen nähern sich einander und pressen sich gegen einen zwischen sie eingestemmten Griff einer Feile oder sonstigen Werkzeugs fest an (Fig. 153). Der Griff steht nun fest, weil das untere Ende sich in die Aushöhlung des

Tragringes für die Klaue einfügt und seitliche Bewegungen nicht machen kann. Gut und wichtig ist die Anbringung eines Federgelenkes

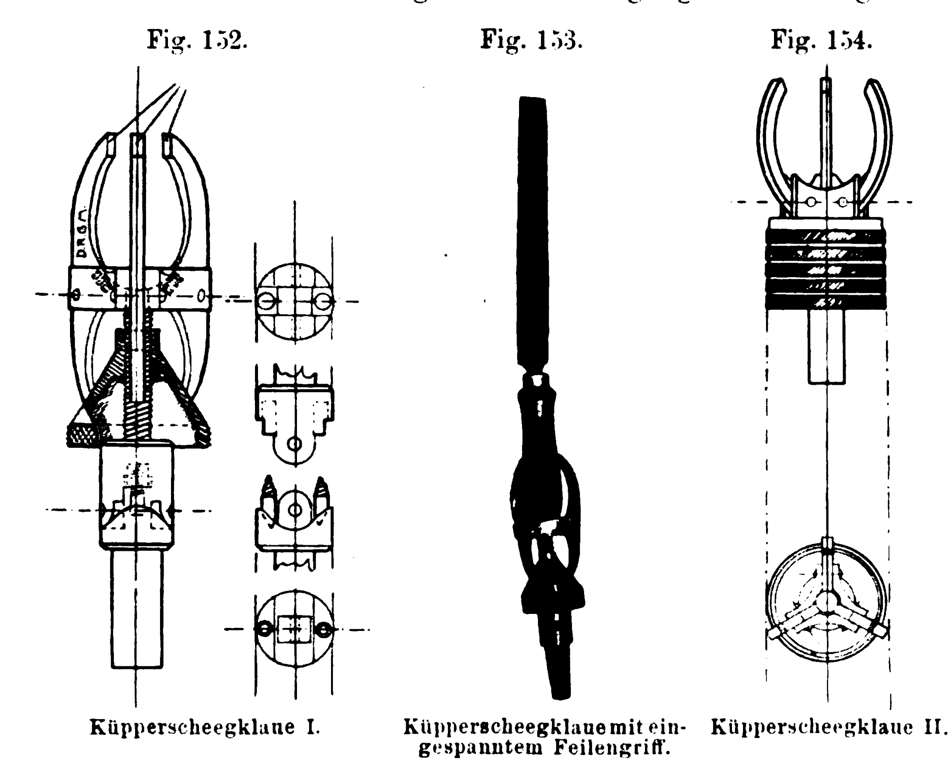


Fig. 152. Küpperscheegklaue I.

Fig. 153. Küpperscheegklaue mit eingespanntem Feilengriff.

Fig. 154. Küpperscheegklaue II.

innerhalb der Klaue, wo der Ansatzzapfen gelenkig geteilt ist und zwei Pufferfedern sanfte Wackelbewegungen zulassen, so daß bei der Benutzung harte Stöße vermieden werden.

In einer zweiten Ausführung (45 b) ist der Kegel der Schraubenmutter durch einen übergreifenden Ring verdeckt, der die Schraube betätigt (Fig. 154).

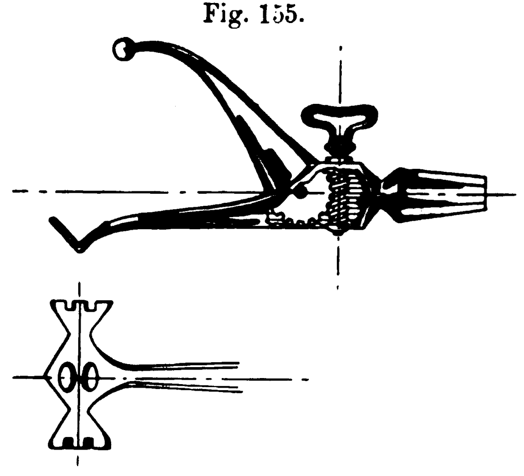


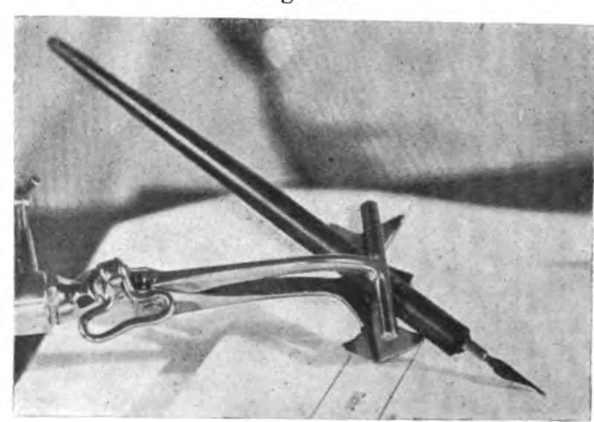
Fig. 155. Passive Fischerklaue I.

47. **Passive Fischerklaue.**

47 a. Die Schließung des Klauenmaules geschieht durch eine Schraubenspindel und Kammräder, wie es auch sonst bekannt war (Fig. 155). Neu und wertvoll ist aber das Klauenmaul. In eine winklige Querrinne wird ein runder Querstift eingepreßt. Die Rille trägt Einkerbungen,

welche gestatten, daß ein Gegenstand sowohl in der Längsachse der Klaue als in der Querachse, als in jeder Schräge gefaßt werden kann. In erster Reihe kommen kleinere Gegenstände in Betracht,

Fig. 156.

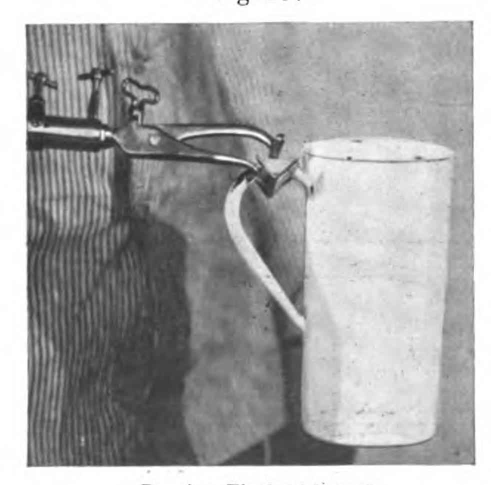


Passive Fischerklaue I.

ein Tassengriff, Schreibzeug, feine Pinsel u. dgl. m. (Fig. 156 u. 157). Diese passive Klaue bildet die Grundlage für die aktive Spannklaue in Nr. 28 (Fig. 115 bis 129; siehe besonders Fig. 118!).

In einer zweiten Ausführung (47 b) wird der Verschluß durch eine gebogene kräftige Feder mit Gleitrad bewerkstelligt. Diese Klaue ist vorgesehen für doppelseitig Amputierte, die mit der Prothese der anderen Seite auf solche Weise den Verschluß leicht bewerkstelligen können (Fig. 158). Hier sind noch seitliche Einkerbungen vorgesehen für das Erfassen eines Streichholzes oder Blattes Papier und zwei Löcher, durch die z. B. eine Nadel od. dgl. durchgesteckt werden kann (Fig. 159). Die Klauen sind zu beziehen von Dewitt & Herz, Berlin.

Fig. 157.

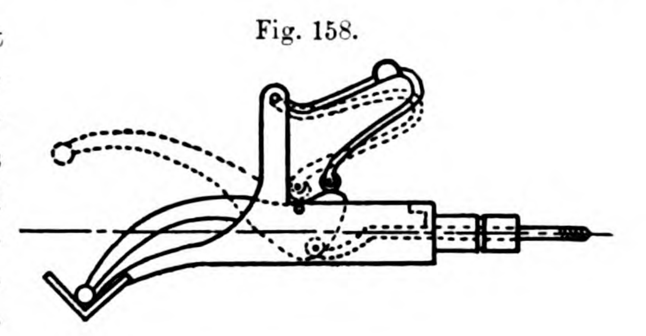


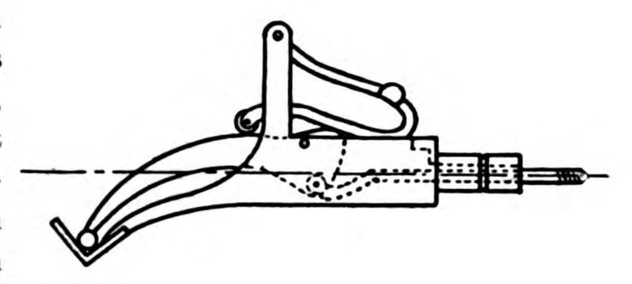
Passive Fischerklaue I.

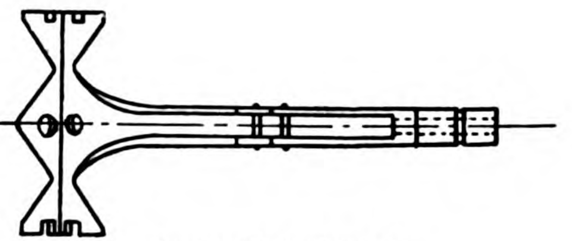
48. Eßlöffel mit Gewichtsbalance.

Für den Mann mit dem ganz kurzen Unterarmstumpf (Fig. 83, 95 bis 98) war es im Anfang, als die endgültige Konstruktion noch

Fig. 158.







Passive Fischerklaue II.

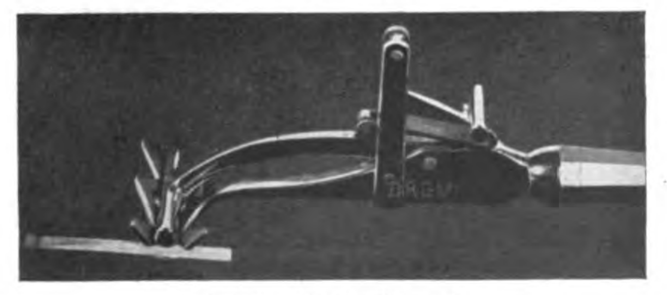
nicht gefunden war, nicht oder nur sehr schwer möglich, einen Eßlöffel zu benutzen, der feststand. Es wurde deshalb der Eßlöffel quer auf einen Stiel gesetzt, der durch das Ansatzstück der Unterarmhülse hindurchging und an seinem hinteren Ende ein Bleigewicht trug. Dieses war so ausbalanciert, daß, wenn der Löffel gefüllt war, er sich in der Horizontale hielt und zum Munde geführt werden konnte, wo die Lippen ihn faßten, hochzogen und entleerten (Fig. 160).



49. Ein Malerlineal für einen Oberarmamputierten

wurde in der Weise hergestellt, daß an einem Ende des Lineals zwei Preßbacken angebracht wurden, die das kugelige Ende des Prothesenansatzes so fest er-

Fig. 159.



Passive Fischerklaue II.

faßten, daß das leichte Lineal in jeder Stellung sich selber zu tragen vermochte (Fig. 161).

Fig. 160.



Eßlöffel mit Gewichtsbalance am Kunstarm mit Streckhebelpelotte (Nr. 23) bei Ohnhänder (siehe Fig. 86, 87).

Fig. 161.



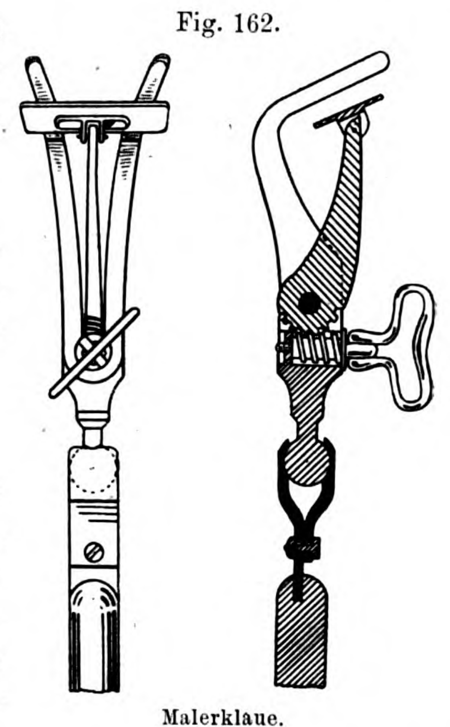
Malerlineal für Oberarmamputierten.

50. Malerklaue.

Die passive Fischerklaue (Nr. 47) hat zum Erfassen des Malerlineals eine sinngemäße Abänderung ihres Maules erfahren, indem eine

gelenkig bewegliche schmale Platte sich gegen zwei flache, rechtwinklig abgebogene Widerhalte preßt (Fig. 162).

Fig. 162.



Malerklaue.

XI. Orthopädische Apparate.

Aus der Zahl der vielen orthopädischen Apparate, welche die Werkstatt verabfolgt hat, seien hier nur einige Neuerungen angeführt.

51. Dorsalflexionsbrett.

Zur Bekämpfung des ungeheuer häufig vorkommenden Spitzfußes, der sich allein schon bei körperlich geschwächten Individuen in langer Bettruhe durch den Druck der Bettdecke einstellt, wenden wir ein einfaches Brett an mit gelenkig verbundenem Sohlenteil, gegen das der Fuß durch eine Lasche gezogen wird. Die dauernde Flexion besorgt eine Spiralfeder, die durch eine Schnur beliebig gespannt werden kann (Fig. 163).

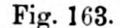
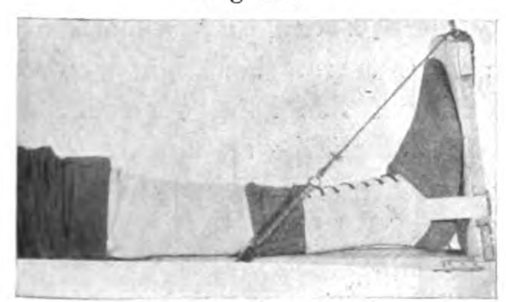
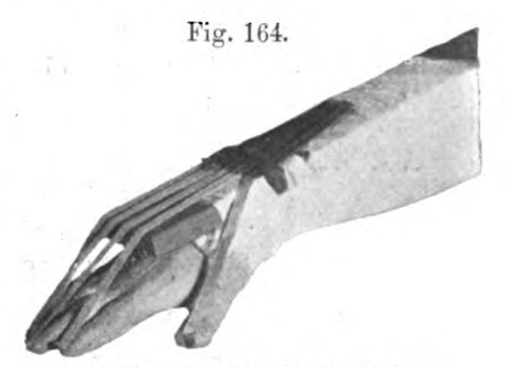


Fig. 163.



Dorsalflexionsbrett.

Fig. 164.



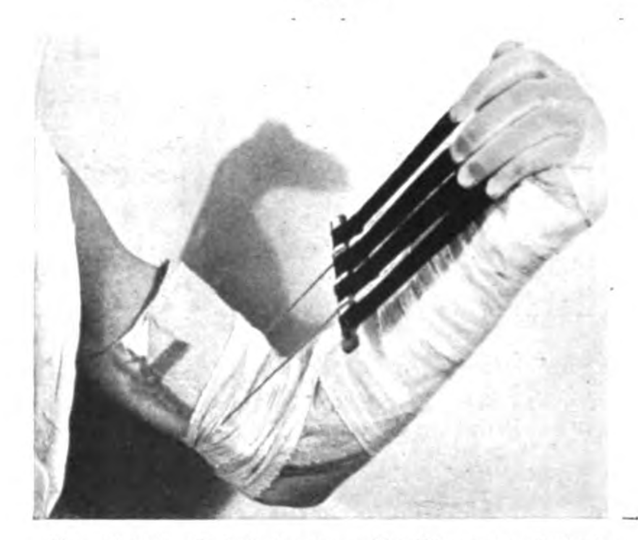
Gummizughandschuh für Kontrakturstellung der Finger.

52. Handschuhe mit Gummizügen.

Für die durch Ruhigstellung bewirkte Kontrakturstellung der Finger ist der Handschuh mit Gummizügen (52 a), die mit Endriemen auf einem dem Handrücken und Unterarm aufgelegten Brett endigen, ein ausgezeichnetes Hilfsmittel, das wir schon seit Beginn des Krieges benutzen (Fig. 164).

Nicht selten begegnet man aber auch einer Form der Fingerversteifung, bei der zwar die Mittel- und Endgelenke leidlich beweg-

Fig. 165.



Gummizughandschuh für versteifte Fingergrundgelenke.

Fig. 166.



Supinationsschiene bei spastischer Hemiplegie.

lich sind, aber zur Faustbildung nicht kommen, weil die Grundgelenke in Streckstellung versteift sind. Hiergegen wirkt gut wiederum ein Handschuh mit Gummizügen (52 b), die an einem Querholz endigen, so daß die Schnüre am Oberarm befestigt werden. Streckt der Mann das Ellbogengelenk, so spannt er die Gummizüge an und kann auf diese Weise passiv federnde Uebungen machen (Fig. 165).

53. Supinationsschiene.

Schon seit Jahren verwendet das Oskar-Helene-Heim zur Bekämpfung der Beugehaltung der Hand und Pronationsstellung des Unterarmes bei Hemiplegie eine Schiene, welche die falschen Stellungen aller Gliedabschnitte in ihr Gegenteil umkehrt. Wir haben sie in besonders starker Ausführung und dem Zwecke entsprechend abgeändert

auch für die nach Kopfschüssen aufgetretene Hemiplegie angewandt. Durch Laschen an den Arm befestigt, halten zwei Schienen das Ellbogengelenk in Beugung, um mit Sicherheit die Supinationsdrehung der Hand im Humeroradialgelenk zu bewirken. Die Hand liegt dorsal überstreckt auf einem Brett, so zwar, daß die Finger für sich durch ein untergelegtes Polster noch weiter überstreckt werden. Ebenso hat der Daumen seine eigene Unterlage (Fig. 166). Im Verein mit passiven und aktiven Uebungen stiftet dieses Brett einen ganz

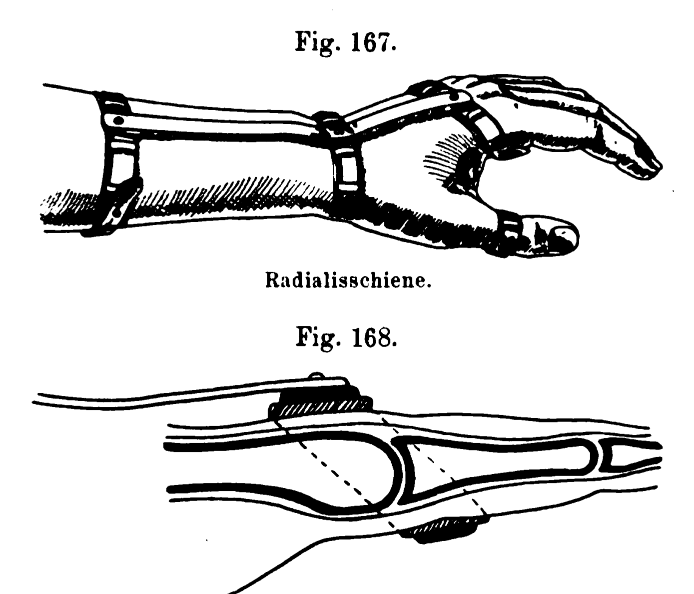


Fig. 167.

Radialisschiene.

Fig. 168.

Radialisschiene, Lagerung des Handringes zur Grundphalange und den Metakarpalköpfchen.

außerordentlichen Nutzen, insofern, als es die Kontrakturbildung durch Muskelverkürzung und Gelenkkapselschrumpfung verhindert.

54. Radialisschienen.

Unsere Radialisschiene (54 a) zeigt einen dorsalen, im Sinne der Ueberstreckung wirkenden Stahlbügel, der mit einer Spange am Unterarm und einer zweiten auf dem Handgelenk festgehalten wird. Von der letzteren geht eine federnde Abduktionsvorrichtung für den Daumen ab (Fig. 167). Den Hauptwert legen wir aber auf den die Hand umschließenden Ring. Hier ist es nötig, daß der Dorsalteil dieses Ringes proximal dicht über den Metakarpalköpfchen liegt, und daß der Volarteil dicht vor sie unter das Ende der Grundphalangen zu liegen kommt (Fig. 168). Das muß aufs genaueste angepaßt werden und in jedem Falle an der Schiene immer wieder neu ausgearbeitet werden. Nur

wenn das Grundgelenk auf diese Weise richtig gefaßt ist und sowohl von oben als von unten her ein kräftiger Druck im Sinne der Streckung der Grundgelenke ausgeübt wird, kann man auf volle Ausnutzung rechnen. Zu dem Zwecke ist zweierlei nötig: Erstlich, daß die ganze Vorrichtung sich nicht verschiebt, was durch die in die Rille der Handgelenksperipherie eingelagerte Schiene gesichert wird, und daß der Ring für die Grundgelenke der Hand rundherum fest anliegt. Das letztere kann man nötigenfalls dadurch erreichen, daß man statt

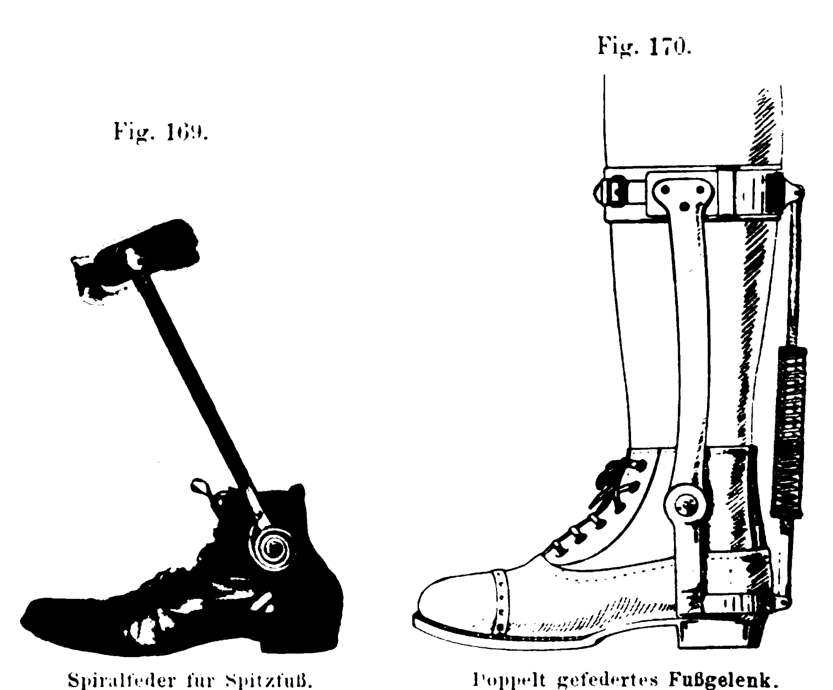


Fig. 169. Spiralfeder für Spitzfuß.

Fig. 170. Doppelt gefedertes Fußgelenk.

des volaren Ringteiles einen Riemen benutzt, den man nach Bedarf anziehen kann. In einem einzigen Falle haben wir dieselbe Konstruktion auch für eine partielle Lähmung, nämlich des dritten und vierten Fingers, sinngemäß abgeändert.

54 b. In zwei Fällen hatte sich die Streckfähigkeit des Handgelenkes immerhin schon zu einem solchen Maße gesteigert, daß sie für die Benutzung freigegeben werden konnten, um sie durch die fortlaufende Beschäftigung der Hand weiter zu üben. Die Streckung der Finger aber war noch nicht da. Hier war es notwendig, die Radialisschiene so abzuändern, daß sie nicht bis auf den Unterarm ging, sondern an der Handwurzel endigte. Es wurde dadurch erreicht, daß von dem Dorsalteil des Ringes ein Widerhalt um die Volarseite

Fig. 171.



Doppelt gefedertes Fußgelenk links, einfach gefedertes rechts.

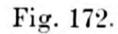
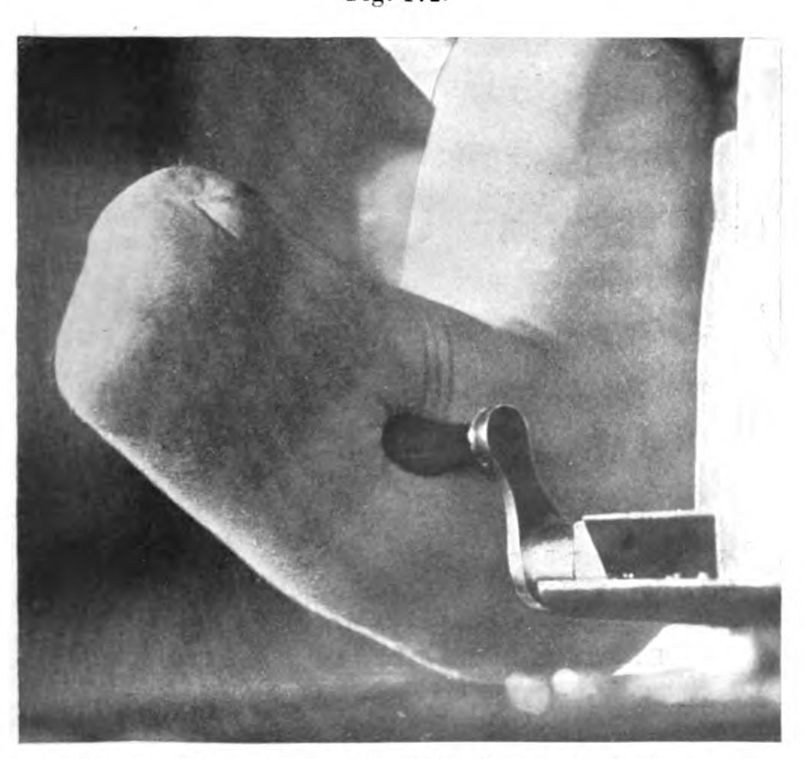


Fig. 172.



Ausnutzung des Stumpfgefühls bei Bedienung der Drehbank.

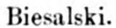
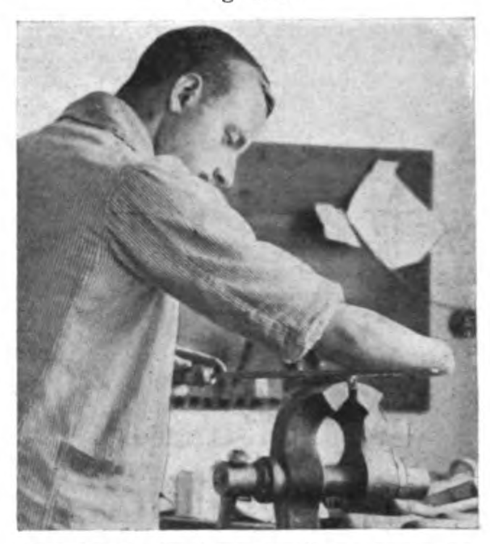


Fig. 173.



Ausnutzung des Stumpfgefühls beim Feilen.

Fig. 174.



Ellbeuge und kurzer Unterarmstumpf als Greiforgan.

herum auf der Höhe der distalen Handwurzelreihe herumging. Die Hebung der Finger war dabei nicht so gut wie bei der bis auf den

Unterarm übergreifenden Radialisschiene, aber sie reichte doch immerhin aus gegenüber dem Vorteil, daß das Handgelenk für aktive Bewegungen frei blieb.

55. Doppelt gefedertes Fußgelenk.

Für den Spitzfuß habe ich vor Jahren[1]) eine Spiralfeder am Fußgelenk angegeben, die sinngemäß verwandt auch für den Hackenfuß benutzt werden kann (Fig. 169). Nun gibt es zahlreiche Fälle

Fig. 175.



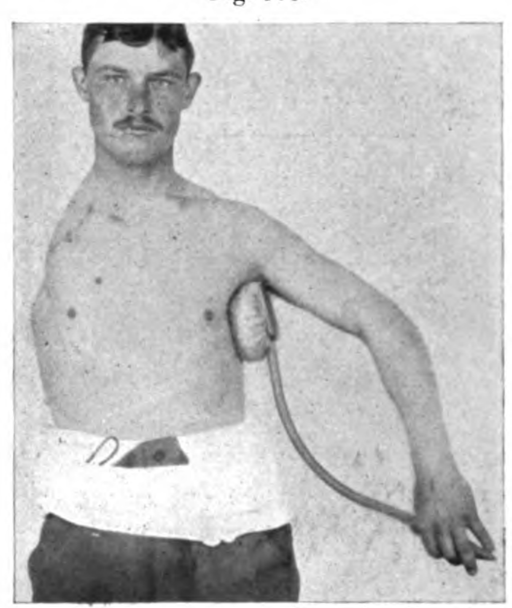
Ohnhänder beim Rasieren.

von totaler Lähmung aller Fußmuskeln. Operative Eingriffe, wie Arthrodese oder Verpflanzung, kommen nicht in Frage, weil man noch nicht weiß, ob etwas oder was sich noch erholen kann. Da liegt es nahe, eine Flexions- und eine Dorsalfeder anzubringen, um den Fuß in rechtwinkliger Stellung federnd zu halten. Das haben wir ebenso wie andere schon häufiger in der Form ausgeführt, daß von zwei queren Ausladern an der Unterschenkelschiene Spiralfedern zum Fuß vor und hinter dem Gelenk herabgehen. Unser Spritzenstempel im Federarm legte uns den Gedanken nahe, die gleiche Federungsart

[1]) Biesalski, Technische Neuerungen. Zentralbl. f. chir. u. mech. Orthop. Bd. 8, Heft 2.

hier anzuwenden (Fig. 170). Von der Rückseite der Unterschenkelspange geht zu einer Spange am Tuber calcanei eine doppelgelenkige Stange, die ein Rohr passiert mit doppeltem Deckelverschluß, in welchem sich ein Spritzenstempel zwischen zwei Spiralfedern bewegt. Die Vorrichtung verschwindet unauffällig unter der Hose, und die Leute sind mit dem damit erzielten Gange außerordentlich zufrieden. Fig. 171 zeigt diese Doppelfederung am linken Bein, während das rechte, dem nur die Tricepsmuskulatur fehlt, mit einer einfachen,

Fig. 176.



Einhänder beim Waschen der noch vorhandenen Achselhöhle.

zwischen Drahtseil und verstellbarem Lederriemen ausgespannten Spiralfeder versehen ist.

XII. Stumpfausnutzung.

Diese Uebersicht kann nicht geschlossen werden, ohne daß ich die Gelegenheit benutze, um immer wieder darauf hinzuweisen, daß der Stumpf als solcher außerordentlich wertvolle Kräfte enthält, die ausgenutzt werden müssen, soweit das irgend möglich ist.

56. Die Ausnutzung des nackten Stumpfes.

Der Schlosser, der mit dem Unterarmstumpf die Kurbel der Drehbank betätigt (Fig. 172), kann seine Augen ununterbrochen dem

Fig. 177.





Ohnhänder beim Waschen.

Fig. 178.



Ohnhänder beim Abtrocknen.

Werkstück zuwenden, weil er die Kurbelbewegungen deutlich fühlt und in der Gewalt hat. Wenn derselbe Mann die Feilenspitze mit dem Stumpf niederdrückt (Fig. 173), hat er den Vorteil, daß er mittels



des Gefühls den Druck dosieren kann. Er macht alle Arbeit als Orthopädiegehilfe mit dem Stumpf bis auf das Schmieden, wozu er den in Nr. 32 geschilderten Hammer anschnallt.

Fig. 179.



Ohnhänder beim Schreiben aus dem Schultergelenk heraus.

Der Landarbeiter kann mit dem kurzen Stumpf in der Ellenbeuge den Griff der Forke so fassen und durch das Gefühl regieren (Fig. 174), daß er nur für das Mähen einen primitiven Ansatz braucht.

Die bewunderungswürdige Geschicklichkeit, mit welcher auch der Ohnhänder alle für das tägliche Leben notwendigen Beschäfti-

Fig. 180.

Oscar Helene Heim
Berlin - Zehlendorf

Schriftprobe des Mannes in Fig. 179.

gungen ausführen kann, mag durch Fig. 175 erläutert werden, wo ein Mann mit einem kurzen und einem etwas längeren Unterarmstumpf sich selbst rasierend dargestellt ist. Als Ergänzung dazu möge der Hinweis dienen, daß durch geeignete Hilfsmittel auch der Einarmige noch vielerlei ausführen kann, was zunächst unmöglich erscheint

(Fig. 176), z. B. das Waschen des Rückens oder der noch vorhandenen Achselhöhle mit einem gestielten Loofahschwamm.

Der wiederholt erwähnte Mann mit Verlust des ganzen rechten Arms und Unterarmstümpfchen am linken (Fig. 95 bis 98) wäscht sich

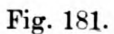
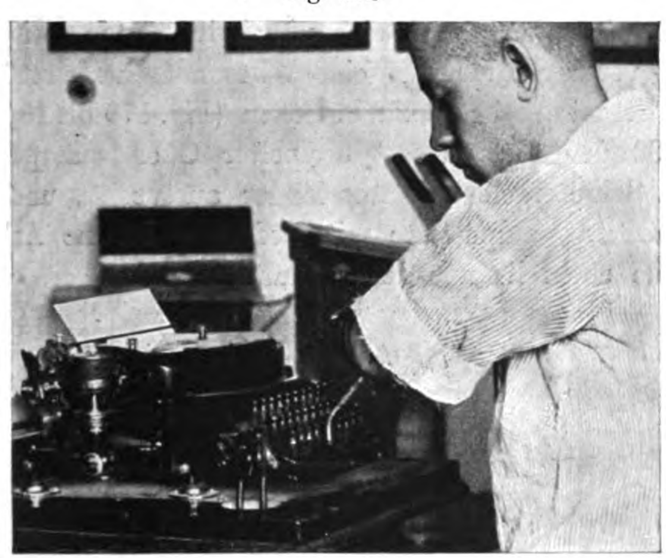


Fig. 181.



Derselbe an der Schreibmaschine.

Fig. 182.



Ohnhändiger Knabe beim Tuschen aus dem Schultergelenk heraus.

mit einem Loofahschwamm, der spitzwinklig an einer aus Zelluloid gefertigten Schlupfhülse für den linken Arm sitzt (Fig. 177) und trocknet sich ab, indem er den Kopf gegen ein über den Zimmerwinkel gespanntes Handtuch bewegt (Fig. 178).



57. Dosierung aus ungeübten Gelenken.

Die Erfahrungen des Krieges haben gezeigt, daß, wenn jemand eine Hand verloren hat, er ebenso aus den höhergelegenen Gelenken heraus auch feine Uebungen zu machen erlernen kann (siehe z. B. auch Fig. 95 u. 97). Der Mann mit dem kurzen Unterarmstumpf schreibt aus dem Schultergelenk heraus mit einem Bleistift, der in geeigneter Hülse steckt, und vermag auch mit einem besonderen Holzstückchen die Tasten der Schreibmaschine zu bedienen (Fig. 179 bis 181). So zeigt auch Fig. 182 den Jungen mit doppelter Oberarmamputation, wie er aus dem Schultergelenk heraus Bilder austuscht, und in Fig. 41 dosiert der Oberarmamputierte mit Federarm I seine Arbeit an der Bohrmaschine ebenfalls mit dem Schultergelenk.

X.

Erfahrungen über Prothesen und Konstruktionsfragen.

Von

Prof. Dr. **Bogumil Lange,**

fachärztlicher Beirat für Orthopädie beim XV. Armeekorps, Direktor und leitender Arzt des „Stephanienheims“, z. Zt. orthopäd. Lazarett in Straßburg i. E.

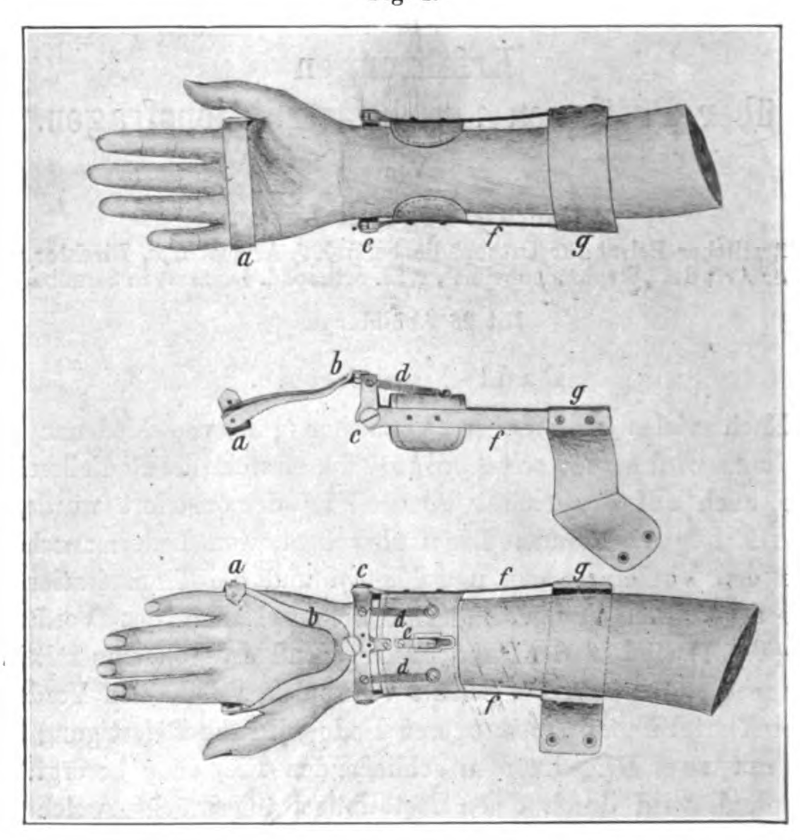
Mit 26 Abbildungen.

Radialisschiene.

Nach vielen praktischen Versuchen mit verschiedenen Konstruktionen wird bei uns seit April 1915 die beistehende Radialisschiene, welche auch auf der Kölner Ausstellung demonstriert wurde, mit bestem Erfolg angewandt. Die früher benutzten Ledermanschetten, welche den Vorderarm eng umschließen und die Transpiration sehr erhöhten, wurden vermieden. Die Seitenschienen des Vorderarmteiles (Fig. 1) sind in der Handgelenksgegend *c* durch eine mit Leder überzogene und gepolsterte Schelle verbunden, welche den Vorderarm zu drei Viertel umfaßt. Am oberen Ende wird die Befestigung durch einen mit zwei Druckknöpfen schließenden Riemen *g* besorgt. Das Handgelenk wird durch einen Metallbügel überbrückt, welcher am Ende der Vorderarmschienen im Sinne der Volar- und Dorsalflexion sich auf und nieder bewegen kann und auf seiner Höhe ein horizontal liegendes Gelenk *b* trägt, in dem der den Handrücken überdachende und die Hand durch einen Querriemen stützende U-förmige Bügel *b* Ad- und Abduktionsbewegungen gestattet. Der das Handgelenk überbrückende Bügel wird durch zwei starke Spiralfedern *d* aus bestem Klaviersaitendraht in überextendierter Stellung erhalten. Die Gelenkbewegung in der Querachse ist durch Anschlag gesperrt, um ein Uebermaß zu verhindern. Das Horizontalgelenk ist je nach dem Fall in der Richtung der Ulnarabduktion mehr oder weniger gesperrt durch An-

schlag, damit die Hand in guter Mittelstellung erhalten bleibt. Die Radialabduktion ist frei. Zum Gestreckthalten der Hand ist am vorderen Ende des U-förmigen Bügels ein Querriemen *a* angebracht, welcher quer über die Volarseite der Grundphalangen der vier Finger zieht. Durch diese Schienenkonstruktion bleibt die Handfläche und Handgelenksgegend völlig frei und das Zugreifen und Festhalten von

Fig. 1.

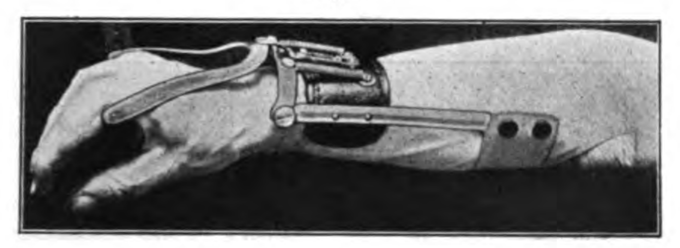


Gegenständen ist sehr erleichtert, während auch die Schiene selbst möglichst wenig beschmutzt wird.

Um auch die Möglichkeit zu geben, schwere Gegenstände ohne übermäßige Ermüdung und Inanspruchnahme der Spiralfedern längere Zeit halten zu können, befindet sich auf der Höhe der Handgelenksschelle zwischen beiden Federn ein umklappbarer sog. Ueberleger *e*, welcher zu diesem Zweck nach vorn umgeklappt wird und einen mit dem Brückenbügel verbundenen Zapfen faßt und dadurch Bügel und Seitenschienen zu einem starren Ganzen verbindet.

Beim Anziehen des Apparates wird der Vorderarm etwas seitlich in die dreiviertelkreisförmige Vorderarmspange gelegt, während die Hand durch den U-förmigen Bügel gleitet und darauf die Druckknöpfe des Vorderarmgurtes *g* geschlossen werden. Da Hand und Vorderarm (Fig. 2) möglichst freigelassen sind, entwickelt sich keine

Fig. 2.



unangenehme Schweißbildung. Wir haben diese Radialisschiene in den verschiedensten Berufen angewandt und alle Träger waren äußerst zufrieden damit.

Bei starker Adduktionsstellung des Daumens haben wir an der radialen Seitenschiene noch eine kleine Röhre angenietet, in welche sich eine den Daumen in Abduktion erhaltende Spiralfeder einstecken läßt.

Vorderarmprothese.

Die Kellerhand wurde bei uns bis auf den dreizinkigen Ansatz völlig verändert und normalisiert (Fig. 3). Leute, bei denen Pro- und Supination fehlen, können nicht in zufriedenstellender Weise die Geräte usw. zur Arbeit befestigen und verlangten getrennte Arbeitsansätze. So wurde der dreizinkige Ansatz mit Ring und Riemen nach hinten mit einem Normalzapfen versehen, der in eine nach Art der Neumannschen angefertigte Vorderarmhülse einsteckbar ist. Das Ende des Riemens wird nicht mit dem Stift, sondern mittels eines Hebels ähnlich wie bei der Hosenträgerbefestigung auf jede Millimeterlänge eingestellt. Hammer zum Dengeln, Messer zur Mahlzeit und Klemmhalter für Notizbuch wurden meist getrennt einsteckbar verlangt.

Es ist eine Inkonsequenz, wenn die Prüfstelle die Kellerhand in der alten Ausführung empfiehlt, da sie gerade alle die Gefahren in sich schließt, welche zur Forderung der Normalansätze Veranlassung gaben.

Zur sog. Kellerhand wurde von uns stets noch eine Holzhand mit Normalansatz auf besonderen Wunsch der Leute gegeben. Diese Holz-

hände werden in unseren Werkstätten bereits seit längerer Zeit in der Weise ausgeführt, daß der vierte und fünfte Finger hakenförmig gekrümmt geschnitzt werden. Sie erhalten durch Metalleinlagen eine solche Stärke, daß sie als Traghaken benutzt werden können und ein Gewicht bis zu 50 kg zu tragen erlauben. Der Daumen ist mit sehr starker Feder versehen und steht in gleicher Länge dem zweiten und

Fig. 3.



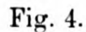
dritten Finger derart gegenüber, daß er sich mit seiner Kuppe gegen beide anlehnt. Auf diese Weise ist festes Halten von Feder, Gabel und sonstigen Gegenständen gesichert.

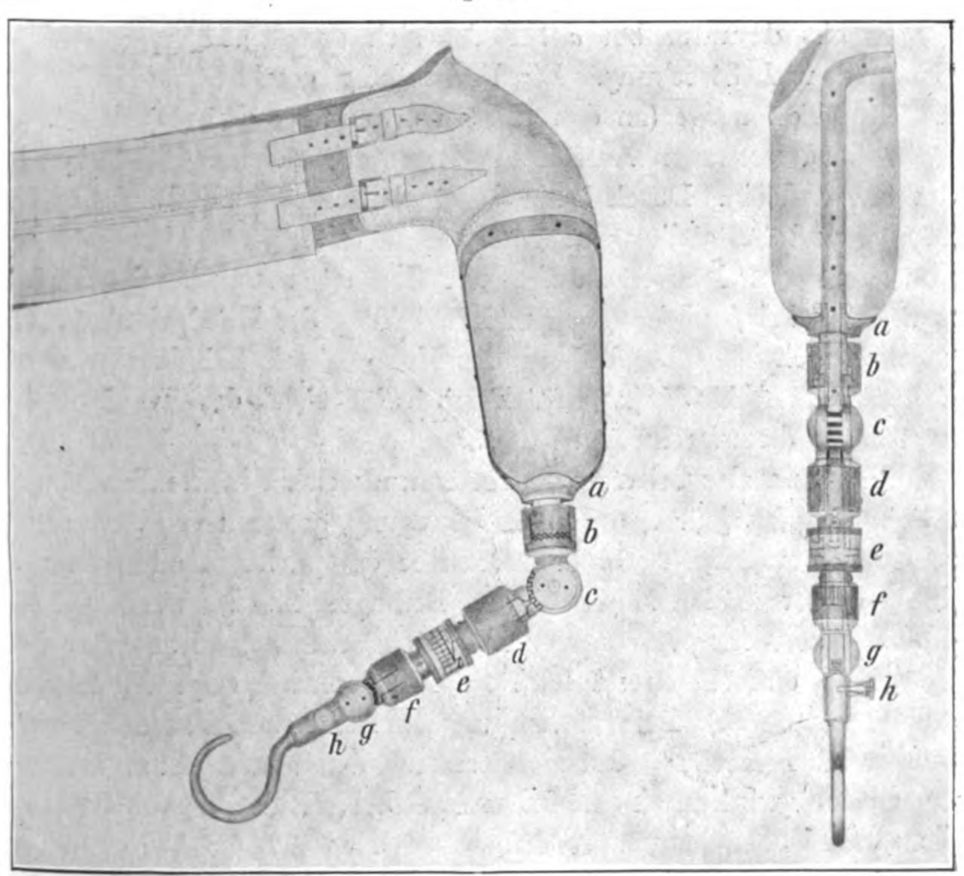
Das kugelförmige Handgelenk muß fest angezogen und schwer beweglich sein. Viele Leute verzichten lieber auf ein Handgelenk. Es wird dann die Hand gegen den Ansatzteil des Handgelenkes in schwach stumpfwinkliger Stellung geschnitzt. Auf diese Weise ist die Hand für viele Fälle brauchbarer, da sie einen Gegendruck von größerer

Gewalteinwirkung gestattet. In vielen Fällen wird auch ein vorhandenes Kugelgelenk durch entsprechenden Anschlag in seinen Bewegungen in bestimmter Richtung eingeschränkt.

Oberarmprothesen.

Die Befestigung geschieht beim Oberarmstumpf entweder mittels Weichlederschulterkappe, welche an der Hartlederstumpfhülse fest


Fig. 4.



angenäht ist, und breiten zirkulären Riemens unter der gesunden Achsel hindurch, oder wir benutzen einen kumtartigen gewalkten und gepolsterten Schulterring, an dem durch 2—3 Riemen die Oberarmhülse aufgehängt ist oder ähnlich der Riedingerschen durch in Metallhülse verschiebliche Stifthakenverbindung ihre Befestigung findet. Um die gesunde Schulter wird ein ähnlicher Stoffring, der Körperform angepaßt, gelegt und durch einen vorderen Brust- und hinteren Rückenriemen mit dem erstgenannten Hartlederring verbunden. Diese Be-

festigung habe ich bereits an den ersten Armen angebracht und wegen der Tragfähigkeit von 180 bis 200 Pfund für landwirtschaftliche Arbeiter beibehalten[1]).

Auf die Stumpfhartlederhülse ist durch seitlich aufgenietete Schienen (Fig. 4) eine zentrale Metallplatte *a* zur Befestigung des Arbeitsarmes angebracht. Bei *b* befindet sich die Rotationsvorrichtung, welche aus zwei ineinander fest eingreifenden Zahnkronen besteht und durch eine Muffe (über zentraler starker Zapfenführung) mit kurzer Umdrehung gelöst und festgestellt werden kann.

Dicht darunter bei *c* befindet sich das Ellenbogengelenk für Beugung und Streckung. Die Feststellung geschieht durch breite, kräftige, vierkantige (an den Kanten etwas abgeschrägte) Zähne.

Bei der neueren Ausführung fassen statt einem drei Zapfen in das Zahnrad ein. Durch kurze Vierteldrehung der Muffe *d* wird die Lösung und Feststellung bewirkt.

Bei *e* befindet sich die Pro- und Supinationsrotation des Vorderarmes und bei *f* die Beugung und Streckung der Handgelenksgegend, welche durch Viertelumdrehung der Muffe mittels Zahnbogens in das Zahnrad der Achse *g* eingreift. Bei *h* befindet sich der Normalansatzzapfen für die verschiedenen Ansätze.

Es kann also bei diesem Arbeitsarm, welcher in Stahlausführung sehr kräftig ist, jede erforderliche Bewegung, getrennt von der andern, selbständig vollzogen werden. Derselbe entspricht in allen Punkten den von der Prüfstelle geforderten Bedingungen. Er wurde auf der Kölner Ausstellung im engeren Fachkreise demonstriert.

Eine einfachere und leichtere Konstruktion zeigt die folgende Abbildung (Fig. 5). Bei *a* Befestigung des Arbeitsarmes an der Stumpfhülse und Einstellung der Rotation für den ganzen Arm. Das Ellbogengelenk wird durch eine federnde Gabel gebildet, die um die Achse einer mit Unebenheiten versehenen zentralen Scheibe sich dreht und durch Anziehen der handlichen Schraubenmutter *b* festgestellt werden kann. Da die Gabel auf der Innenseite ebenfalls gerieft ist, hält die Fixation recht gut. Schwerste Belastung, wie die bei der vorigen Prothese angebrachte Zahnfeststellung, hält sie allerdings nicht aus, jedenfalls aber ebensoviel wie die Kugelgelenke.

Bei *c* befindet sich die Pronations- und Supinationseinstellung.

[1]) Zeitschr. f. orthop. Chir. 1916, Bd. 36, Heft 2/3 und Münch. med. Wochenschrift 1915, Nr. 52, S. 1793.

welche durch Lösen und Festziehen der Muffe bequem und sicher zu bewerkstelligen ist.

Bei *d* ist die gleiche Gabelfeststellung des Handgelenkes in Beugung und Streckung wie beim Ellbogengelenk und bei *e* die Muffe zur Fixierung der normalisierten Ansätze. Es wurde bei diesem Arm, welcher besonders für Industriearbeiter in Verwendung kam, darauf gesehen, überall in gefährlicher Weise vorspringende Teile zu

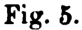
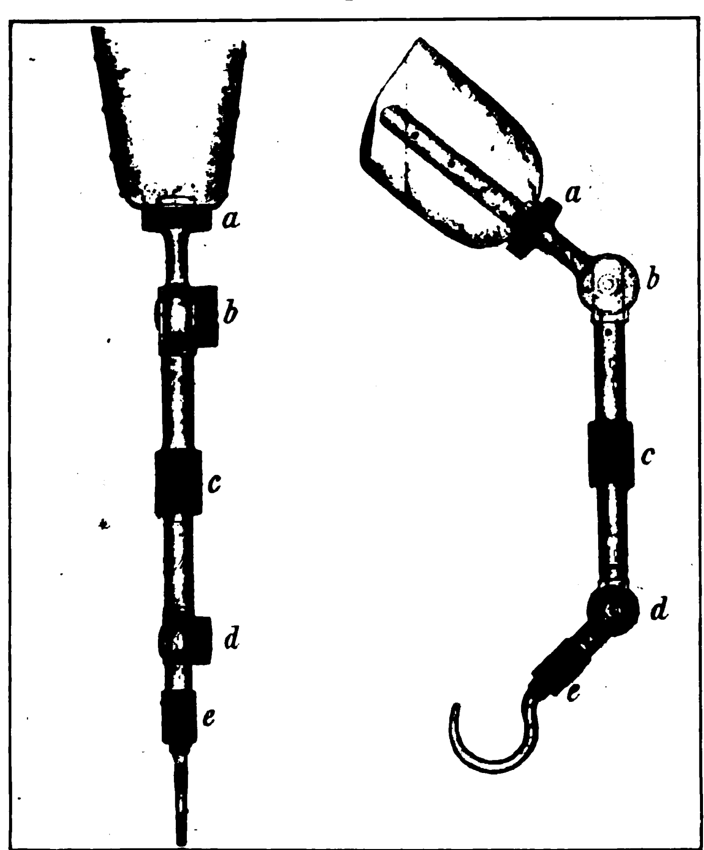


Fig. 5.



vermeiden. Die runden handlichen Muttern bei *b* und *d* liegen flach auf, so daß sich nirgends etwas festfangen kann.

Für die Bedienung von Drehbank, Bohrmaschine, Schmirgel- und Poliermaschine usw. hat sich die Prothese gut bewährt.

Eine weitere Konstruktion hat sich bei in der Schulter exartikulierten Landwirten als zweckmäßig erwiesen (Fig. 6). An der gewalkten Schulterkappe, welche eine gute Befestigung am Körper hat, befindet sich in der Höhe des Schultergelenkes ein feststellbares Kugelgelenk, am Ellbogen ein gut fixierbares Flexions- und Extensions-

gelenk und am Vorderarm eine dreiteilige Arbeitsklaue, die in einem Kugelgelenk ziemlich fest schleift. Durch die Kugelgelenke, welche so viel Halt geben, als zur Beihilfe der Prothese zur Arbeit nötig ist, werden infolge der nicht ganz starren Fixation die Stöße bei der Arbeit gemildert, es entsteht kein sog. Stauchungsschmerz. Vor allem wird es dem Mann ermöglicht, bei starkem Erheben der Arbeitsgeräte, z. B. beim Heuaufladen (Fig. 7) usw., die Prothese zweckmäßig ver-

Fig. 6.



Fig. 7.



werten zu können. Sie folgt dem gesunden Arm und bietet den erforderlichen Gegenhalt am Gerät.

Die älteste Form meiner Oberarmprothesen (Fig. 8) hat sich besonders für landwirtschaftliche Arbeiter dauernd bewährt, ganz besonders deshalb, weil sie aus leichtem, aber starkem Stahlrohr mit einfachster Feststellvorrichtung versehen war und zur Befestigung der Werkzeuge seit Jahren einen dieselben umschlingenden Fixationsriemen trug.

Für die Oberarmprothesen ist dringend zu fordern:

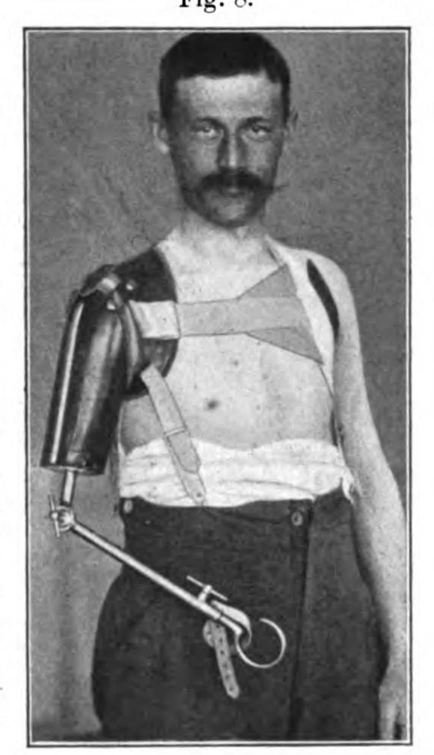
1. Eine gute Aufhängevorrichtung an der Schulter und Befestigung derselben am Oberkörper.

2. Gutes Fassen des Stumpfes, damit derselbe nicht herausrutscht und seine Kraftentfaltung auf die Prothese ungeschwächt (einarmige Hebelwirkung) übertragen kann.

3. Die Konstruktion soll möglichst einfach und solide sein.

4. Die ganze Prothese darf nicht zu schwer sein und insbesondere muß das Gewicht der Metallmechanik des Arbeitsarmes vom Zentrum nach der Peripherie wesentlich abnehmen, um die nachteilige Hebelwirkung zu vermeiden.

Fig. 8.



5. Folgende Bewegungen sind erforderlich:

a) Rotation im Oberarm, b) Beugung und Streckung im Ellbogengelenk, c) Rotation im Vorderarmteil, d) Beugung und Streckung in der Handgelenksgegend.

Unsere Erfahrung mit dem Rota-Arm, dessen Mechanik technisch sehr schön ausgedacht und ausgeführt ist, hat uns gelehrt, daß derselbe nicht für alle Armamputierten geeignet ist.

1. ist die gesamte Mechanik, zumal wenn man alle Gelenkstellungen gesondert braucht, zu schwer, was besonders für Schulterexartikulierte gilt. (Es wird hierbei von den neuen Ansatzstücken abgesehen, bei denen durch e i n e Muffe zwei Gelenke gleichzeitig lose oder festgestellt werden.) Auf Nachfrage hatten alle mit Rota-Arm ausgestatteten Exartikulierten den Arm zu Hause wieder abgelegt.

2. ist die Feststellung und Auslösung für einfache Leute zu kompliziert, so daß wir sehr häufig auch bei Amputierten, die bereits längere Zeit mit dem Arm ausgestattet waren, feststellten, daß sie nicht „auf Anhieb“ sicher einstellen konnten. Sie mußten mehrfach erst ausprobieren, so daß außer der dadurch bedingten Unsicherheit auch erheblicher Zeitverlust beim Arbeiten entstand.

3. Die Kugelgelenke halten bei starker plötzlicher Belastung nicht sicher, zumal wenn der Amputierte mit der linken Hand die rechtsseitige Oberarmmuffe anziehen muß. Es ist dann sowohl zum

Anziehen wie zum Loslösen eine sehr erhebliche Kraftanstrengung nötig.

4. Besonders ungünstig wirkt das peripher verlegte hohe Gewicht durch die starke Hebelwirkung. Wir beobachteten mehrfach sehr schmerzhafte Neurome, welche sich nach längerer Arbeitszeit beim Tragen der Prothese am Oberarm entwickelten und von den Leuten selbst mit der Schwere der Prothese in Verbindung gebracht wurden.

Bei totaler Lähmung des linken Armes mit Krallenstellung der Hand haben wir durch den in Fig. 9

Fig. 9.



dargestellten Schulter-, Ober- und Vorderarm umfassenden Schienenhülsenapparat einen Landwirt wieder arbeitsfähig gemacht. Der Apparat erhielt im Ellbogengelenk eine Feststellvorrichtung für beliebigen Winkel, die sich auch völlig ausschalten läßt. Am Vorderarmteil ist eine Hülse angenietet, in welche eine Haltevorrichtung für Notizbuch usw. und sonstige Arbeitsansätze eingesteckt werden können. Wegen der starken Zirkulationsstörungen muß die Hand durch weichen Lederfausthandschuh geschützt werden. Zur besseren Befestigung der Arbeitsgeräte (Fig. 10), z. B. der Sense, ist ein Umschlingungsriemen-

Fig. 10.



Fig. 11.



angebracht. Mit dieser Prothese ist der Mann auch in der Lage (Fig. 11), einen beladenen Schubkarren zu fahren, und verrichtet überhaupt den größten Teil seiner landwirtschaftlichen Arbeiten.

Fig. 12.



Fig. 13.



Beinprothesen.

Die Hauptschwierigkeit bei der Konstruktion von Prothesen für Hüftexartikulation und ganz hohe Amputation, die wie Exartikulation zu behandeln ist, liegt darin, daß die Achse für das Hüftgelenk möglichst hoch liegen muß. Die meisten Prothesen, die zur Begutachtung kommen, machen den Leuten das Sitzen äußerst schwierig. Die Drehpunkte des inneren und äußeren Hüftgelenkes liegen meist so tief, daß der Beckenkorb beim Sitzen völlig schief steht (Fig. 12), so daß der Amputierte

total auf die gesunde Seite herunterhängt und den Oberkörper stark verkrümmen muß. Entweder muß der Mann unter das gesunde Gesäß ein Kissen legen, oder er muß die Prothese über den Stuhl hinaushängen lassen, um gerade aufrecht sitzen zu können (Fig. 13).

Fig. 14.



Fig. 15.



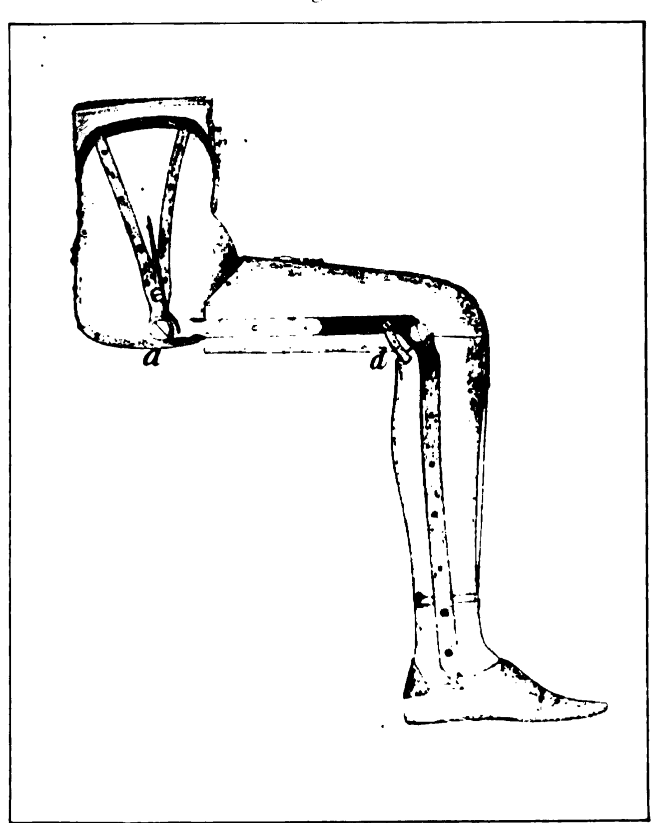
Es ist dringend notwendig, mehr wie bisher darauf zu achten, daß solche schlecht gearbeiteten Prothesen, in denen das Sitzen eine Qual ist, zurückgewiesen werden.

Eine brauchbare Konstruktion ist in einer Arbeit von Riedinger (Archiv f. Orthop., Mechanotherapie u. Unfallchir., Bd. 14, Heft 2, S. 185) abgebildet, bei der die Last des Körpergewichtes durch den Beckenkorb auf einen von der inneren Seitenschiene ausgehenden



horizontalen Steg übertragen wird, auf dem der Beckenkorb schleift, während die Außenschiene das Flexionsgelenk und den anderen Teil der Last trägt. Hierbei steht der Beckenkorb beim Sitzen direkt auf der Sitzfläche des Stuhles auf und der Amputierte kann aufrecht sitzen. Allerdings lockert sich mit der Zeit die Verbindung der Oberschenkelhülse mit dem Beckenkorb, wie wir beobachteten. Wir haben

Fig. 16.

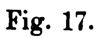


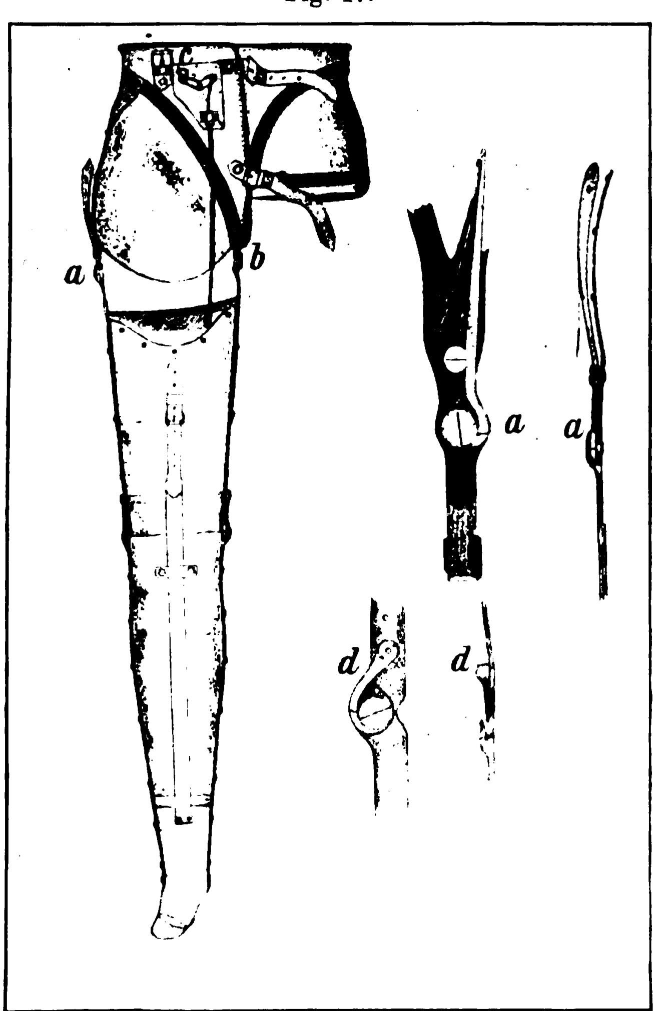
meistens das innere Gelenk etwas höher anbringen können, als die tiefste Stelle des Sitzkorbes ist. Natürlich darf das Gelenk nicht zu hoch in der Dimension, sondern muß kurz und stark sein. Die Verbindung von Beckenkorb und Oberschenkelhülse ist hier sehr stabil. Der Mann kann völlig gerade sitzen (Fig. 14), da die Gelenke höher stehen als der tiefste Teil des Beckenkorbes (Fig. 15, 16 u. 17).

Außerdem habe ich schon vor ca. 18 Jahren eine Konstruktion verwandt, bei der die innere Seitenschiene in einen schwalbenschwanzartigen Schlitten endigt, der in einer genau kongruent gefrästen Gleit-

vorrichtung am inneren Beckenkorbrand sich bewegt. Auch diese Konstruktion trägt kaum merklich auf und das Sitzen damit ist tadellos, so daß der Mann ganz aufrecht sitzt.

Bei ganz kurzen Oberschenkelstümpfen, die unmöglich eine Stumpfhülse bewegen können, muß das Modell zum Beckenkorb ge-


Fig. 17.

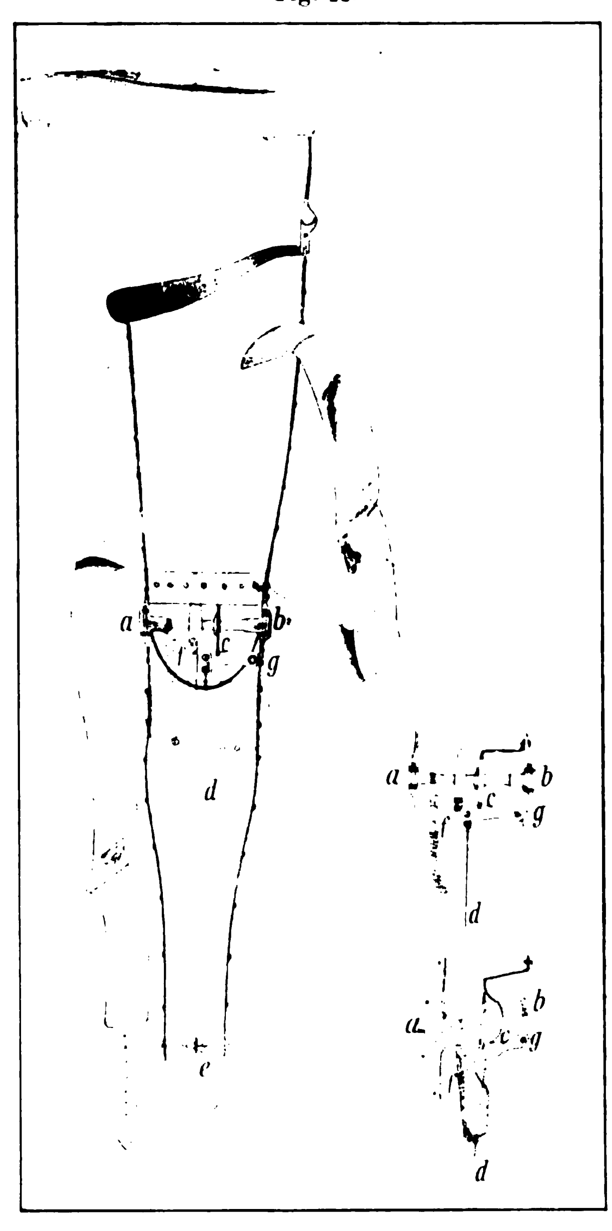


nommen werden, während der Stumpf nach vorn wie beim Sitzen rechtwinklig gebeugt gehalten wird. Nur auf diese Weise ist es möglich, eine gute Sitzhülse zu bekommen und die Gelenke wie bei einer regelrechten Exartikulation genügend hoch anzubringen, so daß ein aufrechtes Sitzen möglich ist. Siehe Fig. 14, 15 u. 16.

Bei nicht tragfähigen Oberschenkelstümpfen muß die Last des Körpers durch den gepolsterten Rand der Oberschenkelhülse auf-

genommen werden. Der Hauptstützpunkt ist hier der Sitzknorren und der angrenzende Teil des aufsteigenden Sitzbeinastes. Die Hülsen

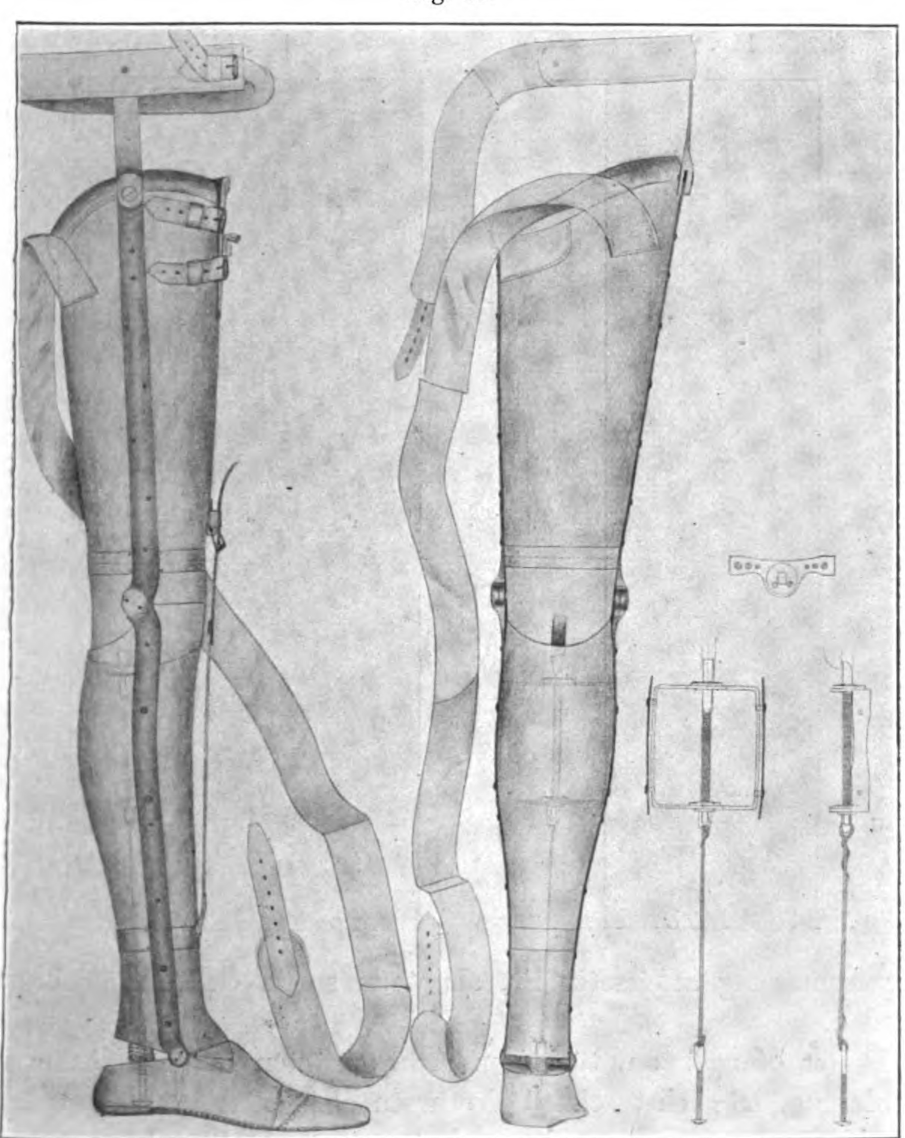
Fig. 18.



müssen nach einem exakten Modell hergestellt werden, bei dessen Anfertigung unter Anlegung eines nach außen ziehenden Zügels die ganze Partie des Sitzknorrens sehr genau dargestellt wird. Die viel-

fach geäußerte Meinung, daß die Oberschenkelamputierten meist mit dem inneren Teil der Adduktoren aufsitzen, trifft jedenfalls nur für schlecht konstruierte Prothesen zu. Wer viel Schienenhülsenapparate gebaut und angewandt hat, weiß, daß nur bei Aufsitz des Sitzknorrens

Fig. 19.



eine wirkliche Entlastung auf die Dauer ausgehalten wird. Jede Beinprothese soll durch ein gut konstruiertes Gerüst von oben bis unten zur Sohle zusammengehalten sein. Auf diese Weise ist am besten der notwendige feste Halt zum Tragen der Last gesichert. Die Kniegelenksachse soll etwas hinter der Unterstützungsfläche liegen, wo-

gegen die Fußgelenksachse etwas vor dieselbe zu liegen kommen muß. Wir benutzen dreiteilige gefräste Kniegelenke, welche sich sehr widerstandsfähig bewiesen haben. Von allen möglichen Konstruktionsversuchen, welche im Gebrauch bald wackelig werden, wird man wieder abkommen, da der Gang nicht natürlich ist und die Mechanik viel mehr

Fig. 20.



Fig. 21.



der Abnutzung ausgesetzt ist, als wenn solide Gelenklager benutzt werden.

Der Mangel an tüchtigen Arbeitskräften und die drängende Forderung, möglichst schnell Prothesen abzuliefern, verzögern leider die hierzu nötigen Versuche und Ausarbeitung brauchbarer Ideen. Als ganz unsolid haben sich Kniegelenke erwiesen, bei denen in einem mit Leder ausgebuchsten queren Kanal des Knieholzteiles, in welchen die Oberschenkelhülse endigt, eine Metallachse drehbar vermuttert ist, an der wiederum der Unterschenkel befestigt ist. Schon nach 14 Tagen waren diese Lager wackelig gelaufen und bei dem Mangel an gutem

Kernleder waren in sehr kurzer Zeit wieder Reparaturen erforderlich. Es ist zu fordern, daß wenigstens die Metallachse in einem im Holzteil der Oberschenkelhülse gut verankerten Metallrohr läuft, um Wackelbewegungen sicher auszuschließen.

Oberschenkelamputierte können, wenn der Stumpf nicht zu kurz ist, nach genügender Uebung, durchgehends ohne Feststellvorrichtung im Knie, gut und sicher gehen, wenn nur die Kniegelenksachse hinter die Unterstützungsfläche gelegt ist. Es muß aber darauf gesehen werden, daß diese Verlegung der Achse nicht zu weit nach hinten stattfindet, da sonst der Gang ungeschickt und unschön wird. Nur bei sehr kurzem Oberschenkelstumpf und bei Berufen, die das Stehen fast während des ganzen Tages verlangen, ist eine Feststellvorrichtung im Kniegelenk erwünscht und notwendig.

Fig. 22.

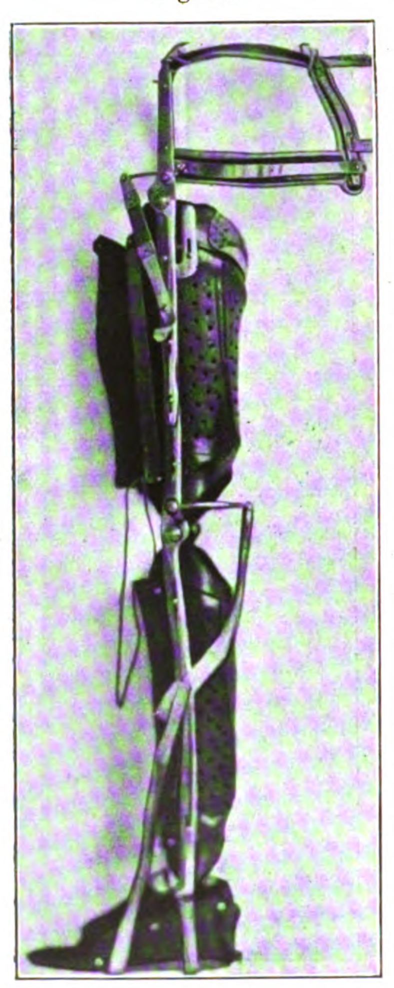


Abgesehen von der bereits in der Zeitschr. f. orthop. Chir. 1916 Bd. 36, Heft 2/3, kurz mitgeteilten automatischen Feststellung im Kniegelenk (Fig. 18) haben wir beistehende vereinfachte Konstruktion seit einigen Monaten im Gebrauch (Fig. 19). Die Konstruktion ist aus der Abbildung deutlich zu erkennen, sehr einfach und funktioniert sehr sicher. Das Einstellen der erforderlichen Länge der Darmsaite läßt sich von der Ferse aus durch Anziehen einer Schraubenmutter sehr leicht bewerkstelligen. Zwischen den Unterschenkelschienen ist ein Metallrahmen befestigt, in dessen Mitte ein durch eine Spiralfeder nach oben gedrückter Längszapfen mittels Darmsaite, die nach dem Ende der Ferse des Holzfußes geleitet ist, in Spannung erhalten wird. Beim Vorschreiten des gesunden Fußes und Zurückstehen des Kunstbeines wird infolge der spitzwinkeligen Stellung des Fußes zum Unterschenkel die Darmsaite den Längszapfen nach unten ziehen und die Feststellung im Knie lösen. Sobald das Kunstbein dann nach

vorn geschwungen wird, schnappt der Riegel in das untere Ende der Oberschenkelhülse ein und bewirkt in diesem Moment die Feststellung.

Für den Bau guter Unterschenkelprothesen ist ein möglichst gut ausgearbeitetes Gipsmodell der unteren Kniegelenksgegend erforderlich. Die Stelle des Fibulaköpfchens muß entsprechend berücksichtigt und ausgebuchtet werden. Wir halten uns im allgemeinen an die Angaben Dollingers und benutzen die Femurkondylen zum Aufhängen der Prothesen am Oberschenkelteil. Wie Fig. 20 u. 21 zeigen, werden die sehr präzis gewalkten Lederteile durch genau entsprechend getriebene Metallplatten in ihrer Form unveränderlich erhalten. Die Leute gehen mit diesen Prothesen ausgezeichnet und sind in gar keiner Weise in der Freiheit ihrer Bewegungen von normalen zu unterscheiden.

Fig. 23.



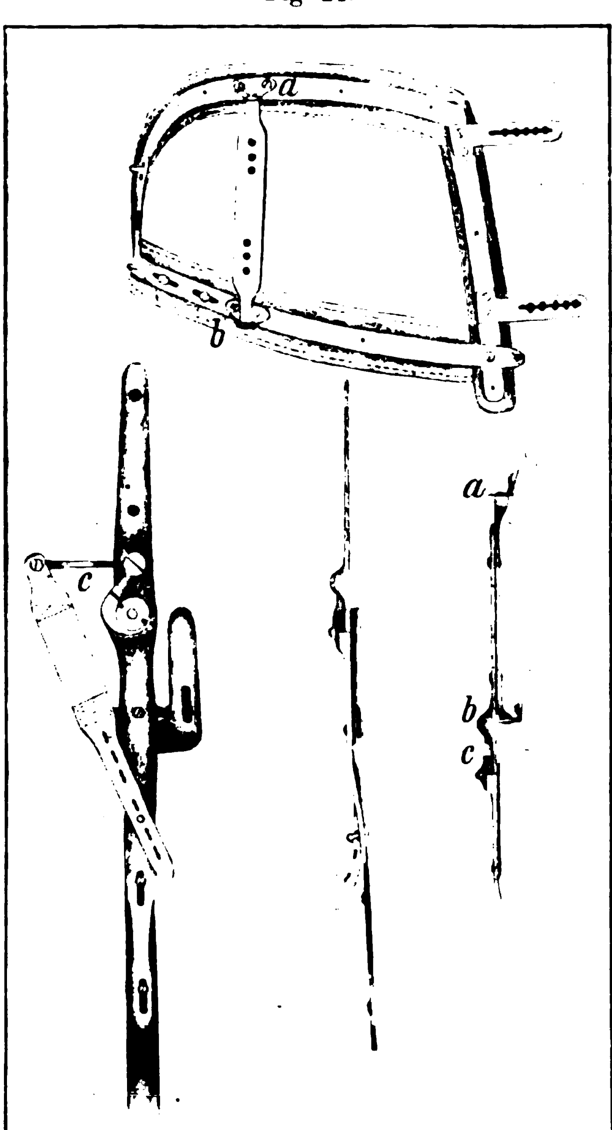
Die von verschiedenen Seiten aufgestellte Forderung, auch für Unterschenkelamputierte die Prothese bis zum Sitzknorren hinaufreichen zu lassen, kann nur für solche Leute anerkannt werden, die den größten Teil des Tages ununterbrochen stehen müssen, und solche, die schwerere Lasten zu tragen haben. Der Gegengrund, daß sich bei zu exakt anschließender Unterschenkelprothese gelegentlich eine chronische Schleimbeutelentzündung am Fibulaköpfchen entwickelt, ist nicht stichhaltig, da in diesem Falle die einfache Exstirpation desselben eine glatte Heilung in 14 Tagen bewirkt.

Für Unterschenkelamputierte ist ein Aufsitz am Sitzhöcker viel lästiger, gibt im Sommer vielfach Anlaß zu Ekzem, Furunkulose und Wundscheuern, zumal bei der starken Behaarung dieser Teile.

Auch sind Oberschenkelprothesen um ein Drittel teurer wie Unterschenkelprothesen und dürfte also auch vom ökonomischen Standpunkt aus den Unterschenkelamputierten die ihnen zukommende

Prothese gerechtfertigter erscheinen. Der Protest gegen den Aufsitz an den Tibiakondylen beweist nur, daß die Betreffenden die Modellierung nicht genügend genau und die Ausführung der Prothese nicht exakt genug bewerkstelligen können.

Fig. 24.



In bezug auf die Konstruktion des Fußgelenkes muß ich feststellen, daß wir mit dem Fehlen eines Knöchelgelenkes, also der starren Verbindung zwischen Unterschenkel und hinterem Teil des Fußes, dauernd nicht zufrieden waren. Nur bei der ersten Einlernung der Leute mit Oberschenkelprothesen wurde das Fehlen eines Knöchelgelenkes

angenehm empfunden und das Gehen erleichtert. Wenn die Leute aber ihr zweites künstliches Bein mit beweglichem Knöchelgelenk erhalten hatten, stellte sich regelmäßig durch den Vergleich des Ganges heraus, daß eine Bewegungsmöglichkeit in der Knöchelgegend wünschenswert war. Ganz besonders ist das Gehen in bergigem Terrain durch bewegliches Knöchelgelenk wesentlich erleichtert. Die Leute forderten fast durchgehends, ganz besonders aber alle Unterschenkelamputierten, nachträglich bewegliche Knöchelgelenke eingesetzt zu erhalten.

Fig. 25.



Fig. 26.



Selbst bei Doppelamputierten haben wir Knöchelgelenke angebracht, allerdings hier besonders starke Spiralfedern eingesetzt, damit die Bewegungsmöglichkeit geringer ist, aber einen elastischen Gang ermöglicht und ganz besonders unangenehme Stöße mildert.

Bei totaler schlaffer Lähmung beider Beine infolge Wirbelsäulen- und Rückenmarkschuß gelang es uns mit Hilfe von Schienenhülsenapparaten (Fig. 22), die in Hüfte und Knie feststellbar sind, solche Leute wieder zum Stehen und Gehen zu bringen (Fig. 23). Wegen der starken Inanspruchnahme der Apparate müssen die Seitenschienen und zumal die Verbindungsschienen des Beckenkorbes mit den Oberschenkelhülsen sehr kräftig sein. Um bei den

schiebenden und drehenden Bewegungen des Körpers ein Abbrechen der oberen Schienen möglichst zu verhindern, haben wir diese auf einer in Oesen des Beckenkorbes drehbaren besonderen Unterlageschiene aufgeschraubt (Fig. 24). Hierdurch wird ein Nachgeben bei den Bewegungen ermöglicht und dies genügt, die Haltbarkeit bedeutend zu erhöhen, so daß nach monatelangem Tragen kein Bruch vorgekommen ist.

Um bei Wirbelsäulenverletzungen die bisher gebräuchlichen Lederpanzer mit allen ihren Unbequemlichkeiten und ihrer Unsauberkeit zu umgehen, haben wir die in beistehenden Figuren (Fig. 25 u. 26) dargestellten Stützapparate je nach dem Fall mit oder ohne federnde Kopfstütze in Anwendung gebracht. Es ist selbstverständlich ein sehr genaues Dressieren dieser Apparate auf den Körper des Patienten erforderlich, dafür geben sie aber einen sehr guten Halt. Ganz besonders ist die Transpiration auf ein Minimum herabgesetzt und vor allem die Atmung völlig frei, so daß sämtliche Patienten nach Ablegen des gewöhnlichen Lederpanzers in diesen Apparaten sich geradezu wie von einem Alpdruck befreit und erleichtert vorkommen.

XI.

Aus dem Marinelazarett Hamburg
(Chefarzt: Marine-Generalarzt Dr. von Foerster).

Die Behandlung und Ausrüstung der Amputierten im Marinelazarett Hamburg.

Von

Dr. Nieny,

Marine-Stabsarzt d. R., chirurg. und orthopäd. Facharzt.

Mit 14 Abbildungen.

Während in der Friedenschirurgie eine Amputation schon lange zu den verhältnismäßig seltenen Vorkommnissen gehörte, haben sich im gegenwärtigen Kriege trotz aller Erfolge des konservativen Verfahrens die Amputationsfälle doch so gehäuft, daß ihre Behandlung einer besonderen Aufmerksamkeit bedarf. Es hat einer gewissen Zeit bedurft, ehe über die dabei zu befolgenden Grundsätze eine gewisse Uebereinstimmung erzielt wurde, und es ist bei den Verhandlungen darüber zutage getreten, daß im allgemeinen recht erfreuliche Fortschritte erzielt worden sind. Die Uebereinstimmung betrifft in erster Linie die chirurgischen Maßnahmen. Wenn auch hierbei noch manche Abweichungen zu bestehen scheinen, so ist auf dem Gebiete des mechanischen Teils der Behandlung, speziell des definitiven Gliederersatzes, erst recht noch manche Frage zu lösen.

Die Ansichten der Chirurgen über die Wichtigkeit der Stumpflänge stimmen überein, nicht so darüber, ob es wichtiger ist, daß der Stumpf recht lang bleibt, oder daß er lieber etwas kürzer ist und dafür speziell an seinem Ende funktionstüchtiger, womöglich tragfähig. Ich glaube, daß man das nicht generell zu entscheiden versuchen sollte. Die zu berücksichtigenden Verhältnisse sind recht verschiedene, je nach dem Ort der Absetzung. Es ist ein Verdienst von Kausch, diese



Werte in einer schematischen Zeichnung zusammengestellt zu haben. Die Hauptsache ist und bleibt doch die Funktion des Stumpfes, das Nächstwichtigste ist die Möglichkeit der Anbringung der Prothese. Nun ist es für einen langen Diaphysenstumpf an und für sich gleichgültig, ob er ein paar Zentimeter länger ist oder nicht, denn die ihn bewegenden Muskeln setzen alle am zentralen Ende an. Anders aber ist die Sache, wenn die Muskeln bzw. Sehnen nach Neuber über dem Knochenende vernäht waren und die Muskulatur z. B. am Unterschenkel eine gewisse Unterstützung der Funktion bietet. Dann ist allerdings großmöglichste Länge sehr erwünscht. In solchem Falle aber vor die Frage: Nachamputation oder nicht? gestellt zu sein, wird wohl selten vorkommen, da Stümpfe mit vernähten Beugern und Streckern keinen Anlaß dazu geben dürften, daher darf man wohl sagen, daß im allgemeinen der lange Diaphysenstumpf mit atrophischer Muskulatur ruhig gekürzt werden darf, wenn das Stumpfende der Verbesserung bedarf. Anders liegen die Verhältnisse am Epiphysenstumpf. Wenn hier z. B. am Unterschenkel die Tuberositas tibiae mit dem Quadricepsansatz noch wohl erhalten ist, so bedeutet das einen aktiv beweglichen Unterschenkel, und es ist für die Anbringung der Prothese wie für die Kraft, mit der sie bewegt wird, natürlich jedes Zentimeter längeren Hebelarms von größtem Wert. Nicht so, wenn die Tuberositas nicht mehr vollständig erhalten ist. Dann ist die aktive Beweglichkeit nur mangelhaft, das Wichtigste, die völlige Streckung bis 180°, nicht mehr möglich, die Anbringung einer Prothese aufs äußerste erschwert. Ich habe mich in solchen Fällen auf folgenden Standpunkt gestellt. War die Anbringung der Prothese noch möglich, d. h. so, daß die Konstruktion der Hülse auch dauernd einen guten Sitz gewährleisten konnte, und gehörte der Patient einem Stande und Berufe an, bei dem man eine ordentliche Handhabung und Instandhaltung der Prothese erwarten durfte, dann habe ich den Unterschenkel erhalten. Handelte es sich dagegen um Arbeiter usw., dann habe ich nachamputiert (Ssabanejeff). Mir schien ein langer tragfähiger Stumpf, der die Prothese sicher regiert und auch das Kniescharnier beherrscht, in solchem Falle sicherer als die kompliziertere, wenig aushaltende Fixierung des kurzen Unterschenkelstumpfes in der Hülse. Wurde die Nachamputation einmal strikt verweigert, habe ich nach alter Art mit gebeugtem Knie in der Prothese auftreten lassen.

An den Stümpfen der unteren Extremität ist beim Oberschenkelstumpf die Länge von größtem Wert. Ist der Stumpf sehr



kurz, so sind Anbringung und Führung der Prothese gleichermaßen erschwert.

Einer besonderen Beachtung bedürfen die Stümpfe der oberen Extremität. Hier handelt es sich nicht um Tragfähigkeit und Belastung, hier ist jedes Zentimeter Länge von größtem Wert für die Funktion. Trotz der Schwierigkeiten, die die Konstruktion der Prothese bietet, soll auch der kurze Unterarmstumpf stets erhalten bleiben. Am Oberarm ist nur der ganz kurze Oberarmstumpf von geringem Wert. Er sollte aber doch erhalten bleiben, wenn irgend möglich, weil er das Anbringen der Prothese erleichtern kann; ist er noch aktiv beweglich, d. h. enthält er noch einen brauchbaren Deltoideus mit Ansatz, so ist er trotz aller Kürze von erheblichem Wert für die Bewegung der Prothese und für die Uebertragung seiner Kraft auf Ansätze und künstliche Hände. Die Vorschläge von Payr zur Stumpfverlängerung kurzer Oberarmstümpfe auszuführen, bot sich noch keine Gelegenheit.

Bei Beinstümpfen aller Art wurde auf Tragfähigkeit der größte Wert gelegt. Es hat in letzter Zeit nicht an Stimmen gefehlt, die die Tragfähigkeit für nicht unbedingt erforderlich halten, ja sogar für entbehrlich; es ist auch gesagt worden, sie sei heutzutage nicht mehr nötig. Ich kann mich dem nicht anschließen.

Ich glaube, daß der tragfähige Stumpf, der die Prothese axial, in der Schwerlinie belastet, allemal mechanisch günstigere Verhältnisse schafft, als sie entstehen bei exzentrischer, einseitiger Belastung der Peripherie der Oberschenkelhülse, wie sie beim Sitz auf dem Tuber vorliegt. Die Erfahrung lehrt, daß Leute mit tragfähigen Stümpfen auch in schon schadhaft gewordener oder gar von vornherein mangelhafter Prothese recht gut gehen können, ohne Schaden zu nehmen. Der Amputierte mit nicht tragfähigem Stumpf dagegen ist im höchsten Maße von der Güte seiner Prothese abhängig, sobald sie nicht mehr tadellos sitzt, bekommt er Beschwerden. Dazu kommt, daß ein sehr großer Teil der Leute mit seinen Sachen miserabel umgeht, so daß bald Verbiegungen der Schienen u. dgl. entstehen und alle schön angepaßten Stützpunkte sich verändern müssen. Es ist natürlich möglich, auch für einen nicht tragfähigen Stumpf eine tadellose Prothese zu bauen und einwandfreie Funktion zu erreichen, aber generell scheint der tragfähige Stumpf doch der vollkommenere, schon weil er unempfindlicher, widerstandsfähiger ist, und weil das Auftreten mit dem Stumpfende doch sicherlich das natürlichste ist. Der Verzicht auf Tragfähigkeit

erscheint deshalb als ein Rückschritt, sowohl im Hinblick auf die Zukunft des Stumpfes als auch in Hinblick auf die Prothese.

Wir wissen längst aus den Arbeiten von Kienboeck, Sudeck, Sick, wie sehr der Amputationsstumpf unter der Nichtbelastung leidet; es atrophiert nicht nur die Muskulatur, sondern vor allem auch der Knochen in überaus hohem Grade, so daß sich auch Schwierigkeiten für das Anbringen der Prothese ergeben.

Wir haben uns deshalb nach Möglichkeit bemüht, überall Tragfähigkeit zu erreichen, und es gelang das auch in der großen Mehrzahl der Fälle. Bei auch nur einigermaßen bezüglich der Narbe den berechtigten Ansprüchen genügenden Stümpfen konnten wir mit der Hirschschen Nachbehandlung einen ausreichenden Grad von Tragfähigkeit und Widerstandsfähigkeit erzielen. Die Stümpfe wurden schon während der letzten Zeit der Heilperiode täglich in warmem Seifenwasser gebadet und manuell massiert. Dazu wurden Klopfungen mittels filzgepolsterten Holzhammers und Tretübungen gemacht, letztere anfänglich gegen Sandkissen, später unter Benutzung der Gochtschen Stufenkrücke, die wir uns auch verstellbar herstellten. Großes Gewicht ist auf die aktive Gymnastik des Stumpfes zu legen. Freiübungen im Bett und im Stehen, auch Widerstandsübungen mit manueller Belastung, müssen fleißig ausgeführt werden. Sehr früh wurde mit Gehübungen auf Hilfsprothesen begonnen, über deren Form später berichtet werden wird. Bot der Sitz der Narbe, ihre Adhärenz am Knochen, vor allem ihre leichte Verletzlichkeit keine Aussicht, zum Ziele zu kommen, so haben wir mit operativen Verbesserungen nicht gezögert. Es schien nicht angebracht, mit der Pflege einer zarten, unverschieblichen Narbe oder gar einer immer wiederkehrenden Exkoriation viel Zeit zu vertun. Dem Amputierten wird mit solchem Stumpf nichts genutzt. Seine spätere Erwerbsfähigkeit wird durch solches immer wiederkehrendes Wundwerden, das bald zu einem Ulcus ohne Heilungstendenz, aber mit gelegentlichen Komplikationen, wie Erysipel usw., führen muß, zweifellos verringert, oft gänzlich in Frage gestellt. Die zahlreichen Eingriffe zur Stumpfverbesserung umfassen alle Stufen von der einfachen Narbenexzision mit Naht bis zur kompletten Reamputation. Wenn eine Exzision der Narbe nicht genügte, wurde eine Hautlappenverschiebung aus der Umgebung vorgenommen. Einige Male wurden dazu mit Vorteil sog. Brückenlappen gebildet. Bei kurzen Oberschenkelstümpfen wurden verschiedentlich erhebliche Hautverschiebungen, die vom Bauch her ihren Anfang nahmen, vorgenommen, um das Stumpfende mit ein-



wandsfreier Haut zu bekleiden; auch gestielte Lappen vom anderen Bein wurden herbeigenommen, kurz, alles versucht, um eine widerstandsfähige Haut des Stumpfendes zu erzielen. Erst wenn der Knochen dergestalt hervorragte, daß eine genügende, auch gepolsterte Bekleidung nicht möglich war, wurde er gekürzt, ebenso wenn er an der Auftrittsfläche osteophytische Zacken oder als Folge der Abstoßung von Sequestern ungeeignete Form aufwies. Beim Absetzen des Knochens wurde stets genau nach den Vorschriften Bunges verfahren und tunlichst gespart. Mit der Extension bei sekundären Operationen am Stumpf schien nicht viel zu erreichen, in späterer Zeit wurde sie wegen Mangels an geeignetem Heftpflaster auch nicht oft mehr versucht. Extension mittels Draht und Bleiplatten befriedigte ebenfalls nicht sonderlich, es schien, als ob das Erreichte auch ohne die Extension zustande gekommen wäre. Wenn es auch im allgemeinen mit ziemlicher Sicherheit gelingt, mittels der korrekten Absetzung nach Bunge im Verein mit ordentlicher Nachbehandlung eine völlige Tragfähigkeit zu erzielen, so bieten die plastischen Methoden doch noch größere Sicherheit gegen spätere störende Osteophytenbildung und haben vielfach auch noch den Vorteil der größeren Auftrittsfläche. Es wurden die Methoden von Bier, Samfirescu und ihre Modifikationen deshalb überall angewandt, wo sich das Material dazu bot. Der Knochendeckel wurde ebenso wie bei sekundären Grittis und Pirogoffs in einer Reihe von Fällen sekundär zur Anheilung gebracht und dabei ein voller Erfolg erzielt. Fälle, die geeignet waren, noch weiter zu gehen und das Oehleckersche Verfahren anzuwenden, boten sich leider nicht. Einen geradezu idealen Stumpf lieferte die Methode von Ssabanejeff. Die Auftrittsfläche ist sehr breit und von jeher Druck gewohnt, mehr als die Patella. Der Stumpf ist unten so kolbig verdickt. daß es unschwer gelingt, die Prothese auch ohne besondere Spitzysche Schnürfurche zu befestigen, die Insertion der Strecker ist ohne weiteres erhalten, die der Beuger leicht zu schaffen. Der Vorwurf, daß infolge der großen Stumpflänge die Prothese schwierig zu bauen sei, ist meines Erachtens nicht sehr berechtigt. Der kleine Nachteil, daß beim Sitzen der Prothesenoberschenkelteil etwas zu lang ist, fällt nicht ins Gewicht gegen die geschilderten großen Vorteile. — Es kamen natürlich namentlich in der ersten Kriegszeit reichlich einzeitig Amputierte zur Weiterbehandlung. Trotz Extension gelang es in keinem Falle, einen einwandsfreien Stumpf zu erzielen. Auch im besten Falle blieb eine empfindliche, dem Knochen anhaftende Narbe zurück. Falls es sich

nicht um ganz kurze Oberschenkelstümpfe handelte, wurde die Narbe exstirpiert und nach Anlegung zweier seitlicher Weichteilschnitte eine tunlichst sparsame Knochenscheibe nach Bungescher Vorschrift abgesetzt. Die Stümpfe der großen Gefäße wurden nach Möglichkeit unberührt gelassen. Erwähnt sei hierbei, daß wir in mehreren Fällen von einzeitiger Amputation schwerere Nachblutungen im Granulationsstadium erlebten, bei fieberlosen, guten Wundverhältnissen, offenbar infolge von Insulten des Verbandes gegen die unbedeckten Gefäßstümpfe. Zwei Fälle, von denen einer kurz vor Ankunft des Lazarettzuges eine Nachblutung bekommen hatte, endeten trotz schneller Hilfe letal.

Die Sorge für die Stümpfe der oberen Extremitäten gestaltete sich natürlich einfacher. Selbstverständlich ist auch hier in Hinblick auf die Anbringung der Prothese eine gute Narbenbildung vonnöten, doch fällt ja die Sorge für die Tragfähigkeit weg. In der Nachbehandlung wurde auf die aktive Gymnastik besonderer Wert gelegt. Auch die Bildung kineplastischer Stümpfe nach Sauerbruch wurde in einigen geeigneten Fällen durchgeführt; die Resultate erscheinen aussichtsvoll, sind aber noch nicht spruchreif. Was die Frage der Versorgung der Nervenstümpfe betrifft, so wurden fast von vornherein die Stämme vor der hohen Abtrennung breit gequetscht. Es scheint, als ob dieses in neuerer Zeit wiederholt empfohlene Verfahren durchaus rationell ist. Bisher wurden Neurombildungen nicht beobachtet.

Die erste Wundversorgung bei Stumpfverbesserungen und Reamputationen gestaltete sich so, daß die Lage der Wundränder bzw. Lappen durch zwei bis drei ganz grobe und weitgreifende Seidennähte gesichert wurde; mit weiteren Katgutnähten wurde nur gearbeitet, wenn völlig reine Wundverhältnisse vorlagen. Waren jedoch noch Granulationen vorhanden gewesen, so wurde nicht weiter geschlossen. Drainiert wurde fast in jedem Falle, wenigstens für die ersten Tage. In einer größeren Anzahl von Fällen kam es nach der Operation zu Temperaturanstiegen, mitunter sogar ziemlich hohen. Wir sind dabei so vorgegangen, daß wir locker verbanden (Röhrenverband nach Payr) und täglich die Drains mit H_2O_2 spülten, mitunter auch offene Wundbehandlung einrichteten. Es zeigte sich dabei fast ausnahmslos, daß nach einigen Tagen die Infektion abklang, ohne daß Nähte entfernt zu werden brauchten, und ohne daß das Resultat auch der plastischen Operationen dadurch beeinträchtigt wurde. In einem einzigen Falle kam es zur Ausstoßung des Bierschen Periostknochenlappens. Auf

Veranlassung von Herrn Marineoberstabsarzt Dr. Roediger wurde in einer Anzahl von Fällen Höchster Antistreptokokkenserum 5 Stunden vor der Operation per os gegeben und die Gabe noch 2—3mal in 8stündigen Intervallen wiederholt. Es schien uns in einigen Fällen ein günstiger Einfluß nicht zu verkennen; die Anzahl der Fälle ist aber zu gering, und namentlich der Umstand, daß alle Fälle gut, wenn auch nicht gänzlich ohne Temperatursteigerungen verliefen, berechtigen noch zu keinem abschließenden Urteil, wohl aber zur Vornahme weiterer Versuche.

Die an den Amputationsstümpfen so häufig zurückbleibenden Fisteln sind fast alle auf Knochensequester oder Fremdkörper zurückzuführen. Oft gibt eine Röntgenaufnahme Aufschluß. Es hat offenbar keinen Zweck, lange Zeit mit Zuwarten zu vertun; gelang es nicht mit dem kleinen scharfen Löffel, den Sequester zu entfernen, so wurde gespalten. Sehr oft gab es auch nach diesen Eingriffen nicht unerhebliche Temperatursteigerungen, doch kam es niemals zu fortschreitender Entzündung oder überhaupt zu ernsteren Erscheinungen; stets verklang die Infektion harmlos nach ein paar Tagen. Bemerkenswert scheint die Beobachtung, daß die Benutzung des Stumpfes mit Fistel zum Auftreten in einer Hilfsprothese nicht im geringsten schadet, sondern vielmehr die Ausstoßung des Sequesters befördert.

Sobald die Heilung so weit vorgeschritten, daß nur mehr eine flache Granulationsfläche oder eine kleine Fistel bestand, wurden die ersten Gehversuche gemacht, und zwar meist mit der Gochtschen Stufenkrücke, aber auch mit Gehschienen (Thomas). Ehe das Marinelazarett über Werkstätten verfügte, hieß es sich behelfen mit dem, was erreichbar. Aus Mitteln des Roten Kreuzes und Liebesgaben gelang es, etwas Bandeisen, Bambusrohr usw. zu beschaffen; in einem kleinen Raum hinter der Heizkesselanlage konnte geschlossert und getischlert werden. So gelang es alsbald, Hilfsprothesen einfacher Art herzustellen und von vornherein das leidige Krückengehen zu vermeiden. Ueber den Wert der Immediatprothesen überhaupt kann heute kein Zweifel mehr bestehen. Die Erkenntnis, daß der Amputationsstumpf sobald als möglich wieder zur Funktion erzogen und ertüchtigt werden muß, ist immer allgemeiner geworden. Wie richtig der Weg ist, der jetzt mit der von vornherein auf das funktionelle Endresultat gerichteten Stumpfbehandlung beschritten wird, zeigen uns täglich die Erfolge. Wir haben also das Krückengehen gar nicht erst angefangen, sondern gleich Hilfsprothesen gegeben. Zwar handelt es sich bei den

Kriegsverletzten in der Mehrzahl um junge Leute, die auch nach monatelangem Krückengehen mit großer Leichtigkeit einen hohen Grad von Gewandtheit im Gebrauch der künstlichen Beine erlangen, aber es sind doch auch eine ganze Anzahl von älteren Wehrmännern und Landsturmleuten darunter, die erheblich schwerfälliger sind, und bei denen es recht, recht schwer fällt, ihnen die bequemen Krücken wieder abzugewöhnen. Wir haben teilweise unsere liebe Not gehabt mit solchen Patienten, die von auswärts in fortgeschrittenem Heilungsstadium mit Krücken ins Marinelazarett Hamburg verlegt wurden. Wenn man bei diesen nicht ganz energisch vorgeht und ihnen die Krücken gründlich abgewöhnt, besteht die große Gefahr, daß die Leute sich nach ihrer Entlassung doch wieder Krücken verschaffen und ihre Prothese womöglich gar nicht benutzen. Der Krückengänger ist so gut wie erwerbsunfähig. Gerade der Hinblick hierauf wie auf die trotz der verbesserten Krücken immer noch vorkommenden Krückenlähmungen läßt es nicht zu viel erscheinen, wenn man die Verwendung von Krücken bei Amputierten direkt als einen Kunstfehler bezeichnet. Der Patient muß von vornherein bei seinem Ehrgefühl gepackt werden, daß er möglichst wie ein Gesunder zu gehen sich bestrebt, und wenn er sieht, daß ihm die Hilfsmittel dazu bereitwilligst gewährt werden und seine Aerzte und ihre Gehilfen keine Mühen scheuen, sie zu vervollkommnen, dann tut er es auch und erreicht alles, was man von ihm verlangen kann. Das Beispiel der schon fortgeschritteneren Kameraden tut das Uebrige. Unsere ersten Hilfsprothesen waren einfache Thomassche Gehschienen mit gepolstertem Ring aus Rundeisen; sie wurden durch einfache Schultergurte gehalten. Für kurze Oberschenkelstümpfe wurde der Beckenteil unbrauchbarer Marinehosen, der ja sehr anliegend geschnitten ist, zur Befestigung am Körper verwendet, indem ein Hosenbein kurz abgeschnitten durch den Sitzring gesteckt, nach außen umgeschlagen und befestigt wurde. Der Stumpf wurde durch breite Gurtschlingen an den Schienen gehalten und zur Fortbewegung mitbenutzt. Alsdann wurden Gipshülsen gemacht, die durch aufgeleimte Hobelspäne und graue Leinwand verstärkt waren. Zur Verlängerung dienten Gehbügel von Bandeisen und gespaltene Bambusstäbe. Diese einfachen und billigen Prothesen — das teuerste daran war die Gummizwinge — haben uns große Dienste geleistet. Die Amputierten erlangten schnell eine außerordentliche Gewandtheit im Gehen, viele von ihnen benutzten den Stock wenig oder gar nicht. Von dem Mangel eines Kniegelenks sind Nachteile, wie sie von vielen



befürchtet wurden, nicht beobachtet worden. Alle lernten nach Anlegung der definitiven Prothese ohne Schwierigkeit in wenig Tagen auch mit losem Kniegelenk sicher gehen. Wir waren damals noch nicht in der Lage, Kniescharniere herzustellen; es war jedenfalls besser, die Amputierten wenigstens mit knielosen Stelzen gehen zu lassen, als auf die Herstellung von Hilfsprothesen überhaupt zu verzichten und Krücken zu verwenden, weil man keine Kniegelenke machen konnte, wie es hier und da geschehen sein soll.

Wesentlich anders wurde alles, nachdem das Sanitätsamt der Marinestation der Nordsee mit dem Hamburgischen Landesausschuß für Kriegsbeschädigte im Sommer 1915 Vereinbarungen getroffen hatte dahin, daß im Marinelazarett Hamburg die sämtlichen dienstunbrauchbaren Marineangehörigen ebenso wie die im Marinelazarett befindlichen Armeeangehörigen aus Hamburg und Umgegend gesammelt und gemeinsam mit dem Hamburgischen Landesausschuß versorgt werden sollten. Der Landesausschuß richtete daraufhin im Marinelazarett Werkstätten für Kriegsbeschädigte ein. In diesen Werkstätten, deren spezielle Einrichtung und Betrieb weiter unten beschrieben werden sollen, konnten wir unsere Hilfsprothesen vervollkommnen. Die Bambusgipsprothese für Unterschenkelamputierte bekam ein einfaches, bis 180° streckbares Kniescharnier. Die Gehschienen erhielten Kniegelenke mit verschiedenen Feststellungen. Aus Rücksicht auf die Kosten, weil uns die Gummizwingen ausgingen, und vor allem, weil wir nunmehr die Einzelteile in größerer Anzahl, gleichsam normalisiert, anfertigen konnten, haben wir dann den Bambus verlassen und Schienenhülsenapparate nach Art der Hoeftman-Spitzyschen gebaut (Fig. 1). Die einzelnen Teile werden in der Werkstatt vorrätig gehalten und nach Bedarf zusammengesetzt, der Auftritt erfolgt mittels der Hoeftmanschen Sohle, später mit gelenklosem kurzem Holzfuß in Verbindung mit einem Stiefel. Die Kniegelenke sind entweder lose und 2 cm nach hinten gelagert, oder sie haben eine einfache Feststellung, wie oben abgebildet. Die Gipshülsen halten eine ganze Reihe von Wochen und können leicht erneuert werden, wenn sich der Stumpf verändert hat. Mit diesen Prothesen lassen wir die Leute monatelang gehen, bis die Zeit zur Anlegung der definitiven Prothese gekommen scheint; sie werden damit auch für einige Wochen beurlaubt. Die Patienten gehen sämtlich mit diesen einfachen Hilfsbeinen vorzüglich und wir sind mit diesem Modell nach jeder Richtung hin zufrieden. — Wir standen natürlich auch vor der Frage, ob wir nunmehr auch noch

kompliziertere Hilfsprothesen anfertigen sollten, wie sie vielfach beschrieben und empfohlen sind, und wie wir sie in unseren Werkstätten unschwer herstellen konnten; aber es fragte sich anderseits, ob das überhaupt nötig sei bei den vorzüglichen Ergebnissen mit dem ein-

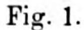
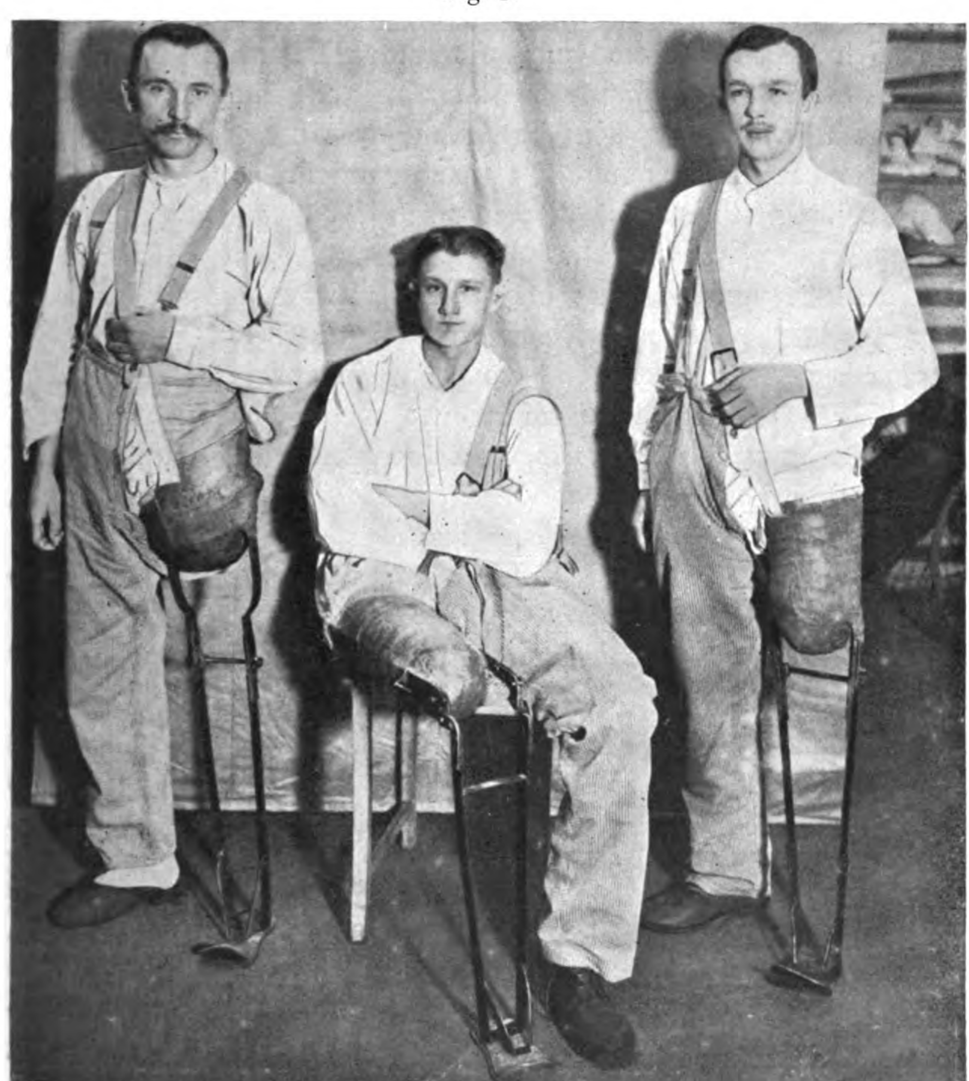


Fig. 1.



fachen Modell. Viele von diesen komplizierteren Immediatprothesen tragen diesen Namen offenbar mit Unrecht; sie unterscheiden sich teilweise kaum von definitiven Kunstbeinen, auch sind die Kosten nicht unwesentlich und Aenderungen bei Schwund des Stumpfes nicht leicht zu machen. Wir meinen, eine Hilfsprothese soll zwar absolut zweckmäßig sein, daneben aber auch einfach und billig, vor allem aber auch

leicht herzustellen; dann erst wird sie allgemein brauchbar. Wenn man die normalisierten metallenen Einzelteile solcher Gipsprothesen fertig beziehen oder sich leicht selber herstellen kann, ist damit die Sache der funktionellen Behandlung der Amputierten jedenfalls wesentlich gefördert und erleichtert. Forderungen nach Verwendung von komplizierteren Apparaten scheinen über das Ziel hinauszuschießen.

Schwieriger war die Aufgabe der funktionellen Behandlung der Armamputierten. Wir haben uns lange Zeit mit einfacher Gymnastik, Massage usw. beholfen und die Amputierten dann gleich mit einer definitiven Prothese ausgerüstet, weil es uns an geeigneten Arbeitsarmen fehlte, mit denen wir die Leute behelfsmäßig ausrüsten konnten. Wir waren überhaupt in Schwierigkeiten geraten dadurch, daß wir eine ganze Menge von Patienten angesammelt hatten, die alle auf einen Arm warteten, ohne daß wir genügend von den bereits durch die Industrie hergestellten geliefert bekommen konnten. Nach Herstellung der Werkstätten gingen wir sofort auch an die Ausarbeitung eigener Modelle, was aber natürlich längere Zeit in Anspruch nahm. Seit Anfang 1916 aber sind wir in der Lage gewesen, unsere Armamputierten schnell mit vom Hamburgischen Landesausschuß zur Verfügung gestellten Industriemodellen (J a g e n b e r g, R o t a) sowie mit eigenen Modellen behelfsmäßig auszurüsten und anzulernen (Fig. 2). Die Befestigung geschieht mittels abnehmbaren Gipsverbandes, der, wie die Beinprothesen, beleimt wird. Es ist natürlich bei dieser Art von behelfsmäßiger Anbringung nicht immer möglich, die Gelenke, vor allem bei Oberarmstümpfen das Schultergelenk, völlig beweglich zu gestalten. Es ist das aber auch gar nicht nötig, die Hauptsache ist vor allem, daß die Sache gut und sicher sitzt, so daß die Uebertragung der Stumpfkraft auf den Arm möglichst vollständig erfolgen kann.

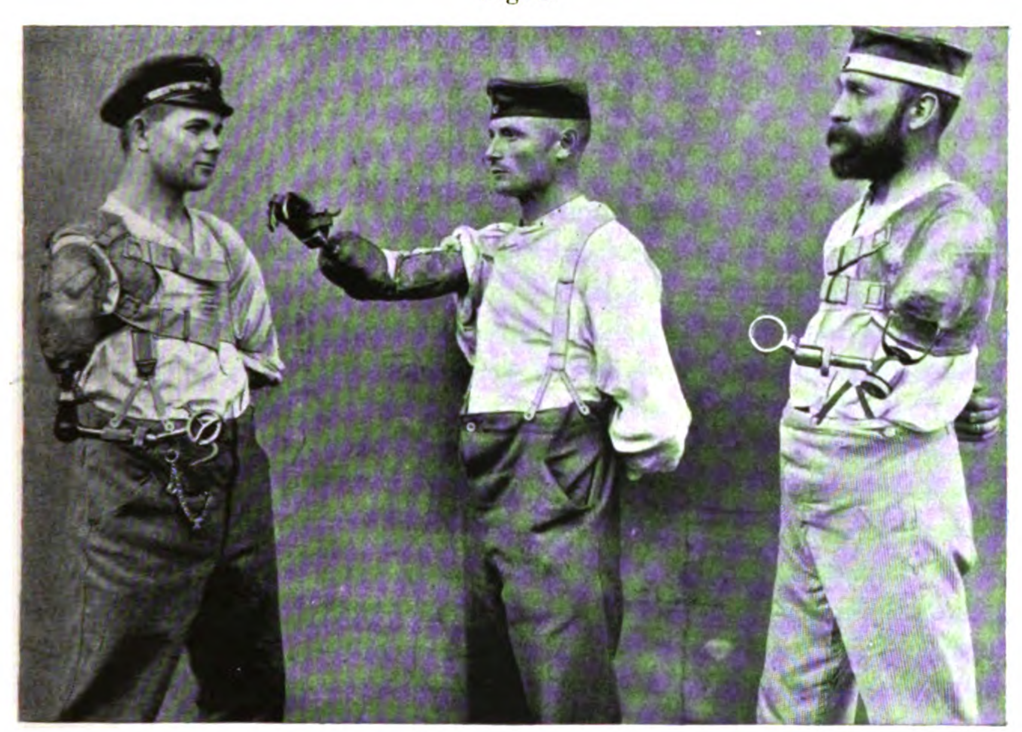
Zum Schmuck haben wir auch einige Arme nach B a a d e hergestellt, ohne daß wir bei den Patienten dabei die richtige Gegenliebe gefunden hätten. Einesteils schienen sie die aus einfachem Material hergestellte Attrappe überhaupt nicht recht zu schätzen, anderenteils zogen sie es vielfach vor, überhaupt ohne Schmuckarm zu gehen. Immerhin werden wir in geeigneten Fällen doch wieder solche Arme machen, da sie zweifellos ihre Vorzüge haben. Sie dienen auch zur Gewöhnung der Amputierten an das Tragen einer Prothese. Es hält aber außerordentlich schwer, die Leute zu veranlassen, andauernd eine Prothese zu tragen; immer und immer wieder legen sie dieselbe aus Bequemlichkeit ab. Einesteils wird dadurch die Gewöhnung



hintangehalten, die Leute werden das „Fremdkörpergefühl" nicht los und der Entstehung einer Skoliose wird kein Gegengewicht geschaffen.

Mit der Anfertigung der Dauerprothesen für die untere Extremität haben wir stets eine Reihe von Monaten nach der völligen Heilung gewartet. Es wurde, ehe die Prothese bestellt wurde, verlangt, daß alle Narben vollständig und derbe waren, daß der Stumpf keinerlei Oedeme oder Infiltrationen mehr aufwies, daß der größtmögliche Grad

Fig. 2.



von Unempfindlichkeit und Tragfähigkeit erreicht war. Schwieriger ist die Frage zu entscheiden, wann die allgemeine Atrophie des Stumpfes in der Hauptsache vollendet ist. Es nutzt nicht viel, wenn man sagt 6—7 Monate nach der Heilung. Es ist ein Unterschied, ob es sich um muskulöse, um fette, um magere Gliedmaßen handelt. Es ist vor allem auch ein Unterschied, ob es sich um kurze oder lange Stümpfe, um Ober- oder Unterschenkel, um tragfähige oder nicht tragfähige handelt. Dem persönlichen Urteil des Facharztes wird es überlassen bleiben müssen, wie er von Fall zu Fall entscheidet. Im allgemeinen soll man in zweifelhaften Fällen lieber noch länger zuwarten. Kurze Unterschenkelstümpfe sind eher prothesenreif als mittellange, Grittis und

Ssabanejeffs eher als kürzere Oberschenkelstümpfe, bei Pirogoffs erscheint langes Warten überflüssig.

Wir haben die Lieferung der Kunstbeine einer Anzahl von Hamburger Bandagisten übertragen, jedoch nur solchen, die eigene Werkstätten haben.

Da jeder Bandagist mehr oder weniger auf eine Art von Bein eingearbeitet und auf seine Art der Mechanik eingeschworen ist, haben wir jeden gewähren lassen, soweit es zuträglich erschien. Es wurden jedoch verschiedene Punkte besprochen und Bedingungen aufgestellt, von deren Erfüllung die Abnahme des Stücks abhängig gemacht wurde. Im allgemeinen werden gewalkte Lederhülsen, die unter Zuhilfenahme eines von uns gelieferten Gipsabgusses des Stumpfes hergestellt wurden, verlangt; für kurze Oberschenkelstümpfe und leere Unterschenkel wurden auch Fiberhülsen zugelassen. Schnürung hat nur Zweck bei Stümpfen, die nicht allzu konisch im ganzen geformt sind. Es wird darauf gehalten, daß die Seitenschienen bei gestrecktem Bein tatsächlich eine Gerade bilden und daß das Kniescharnier bei fehlendem Unterschenkel etwa 20 mm nach hinten verlegt ist; die Schienen dürfen keine überflüssigen Schweifungen zeigen, wodurch die Rücklagerung des Kniegelenks oft illusorisch wird. Bei kurzen Stümpfen, die infolge Mangels der Adduktoren dauernd in Abduktion stehen, ist es von Wichtigkeit, daß die Prothese nicht auch in Abduktionsstellung gebaut wird; die Außenschiene muß sozusagen durch Abknickung in Adduktion übergehen. Feststellungen am Knie bekommen nur kürzere Oberschenkelamputierte, und wo in besonderen Fällen der Beruf ein langes Stehen oder Gehen auf unebenem Boden verlangt. Die Arten derselben sind verschiedene, wie es der Lieferant gewohnt ist zu machen. Ob ein künstlicher Quadriceps oder eine Feder, die den Unterschenkel vorbringt, angebracht wird, halte ich für nicht wesentlich, es dürfte Geschmackssache sein. Bringt man dergleichen an, so wird ja von vielen das Vorschnellen des Unterschenkels bemängelt; läßt man es fehlen, so wird der Unterschenkel meist zu sehr geschleudert. Wir überlassen die Entscheidung in dieser Sache oft dem Patienten, der ja schließlich mit dem Bein gehen soll, und in einer solchen Frage wohl mitreden darf. Wenn, was die Norm ist, Holzfüße mit oder ohne Filzhacke verwendet werden, so wird nur eine einfache Fußgelenkskonstruktion mit Federn oder Gummipuffern verwendet. Für Prothesen, die voraussichtlich nicht allzu stark beansprucht, vor allem nicht oftmals durchnäßt werden, ist ein gelenkloser Blockfilzfuß sehr zu emp-



fehlen. Kompliziertere Fußgelenke zu verwenden, schien im Interesse der Haltbarkeit und der Kosten nicht berechtigt.

Ein sehr wichtiger Punkt ist die Befestigung der Prothese am Körper. Bei Unterschenkelprothesen genügt es oft, bei langem, tragfähigem Stumpf den Neumann-Eschbaumschen Riemen oberhalb der Kondylen des Oberschenkels anzulegen, falls nicht eine kurze unstarre Hülse mit seitlichen, durch einen Ring unterbrochenen Riemen vorgezogen wird. Für kürzere Stümpfe ist eine längere schnürbare Oberschenkelhülse mit Seitenschienen und Kniescharnier erforderlich. Die Hauptschwierigkeiten liegen immer noch in der Befestigung der Prothesen für kürzere Oberschenkelstümpfe. Die zwei Arten der Befestigung der Becken- und der Schultergurte haben beide ihre großen Bedenken. Man muß sich auf den letzteren beschränken, wenn der Amputierte den Beckengurt nicht verträgt. Vielfach ist es üblich, beide zugleich zu verwenden. Der Schultergurt wird dadurch, daß man ihn spaltet und über beide Schultern gehen läßt, verbessert; der Beckengurt dadurch, daß man ihn entweder aus Leder auf Gipsabguß walkt und mit Schienen verstärkt, oder daß man ihn ganz weich macht und korsettartig gestaltet. Auch die Aufhängung nach Marks, die Riedel so sehr empfiehlt, ist manchmal mit Vorteil zu verwenden, ohne daß man in ihr jedoch das einzig Wahre erblicken könnte. Vorderhand liegt die Kunst noch darin, daß man die Art, die jeweils für den betreffenden Patienten am passendsten scheint, herausfindet.

Wenn es der Beruf erforderlich erscheinen läßt, geben wir dem Patienten auch noch ein Arbeitsbein mit. Nur in der ersten Zeit verwendeten wir dazu durchweg Stelzfüße. Alsdann habe ich ein hölzernes Bein mit sehr einfachem, solidem Fußgelenk und Kniegelenk mit Feststellung konstruiert, dessen einzelne Holzteile sich leicht ersetzen lassen (Fig. 3). Jeder ländliche Stellmacher wird imstande sein, nach den Bruchstücken den betreffenden Teil zu ersetzen. Die Metallteile sind teilweise unverwüstlich, teilweise ebenfalls leicht ersetzbar und auf das geringste Maß beschränkt. Das Bein hat nach mannigfachen Veränderungen jetzt die folgende Gestalt. Der Unterschenkel besteht aus einem hohlen Eschenholzschaft. Das obere Ende trägt ein napfförmig gestaltetes Stück Ellernholz, an dem mit zwei seitlichen leichten Schienen die Oberschenkelhülse befestigt wird. Das Kniegelenk hat eine außerordentlich breite Führung in dem napfförmigen Stück. Die Achse bildet ein Stahlbolzen in einem Lager von Messing. Die Feststellung wird an der Hinterseite durch Umlegen eines einfachen Holzknebels leicht und



zuverlässig bewirkt. Das Fußgelenk wird im Sinne Koloman Ráths durch ein fünfteiliges Scharnier dargestellt, das durch eine Feder zusammengehalten wird und auch seitliche Bewegungen gestattet, es gewährleistet ein überaus sicheres Stehen. Wir haben eine ganze Anzahl solcher Beine vergeben und auch an andere Lazarette zur Erprobung abgegeben. Das Arbeitsbein scheint sich in dieser Form sehr zu bewähren, namentlich für ländliche und andere Arbeiter, die auf

Fig. 3.



unebenem Boden gehen müssen und Stelzfüße nicht gebrauchen können oder wollen[1]).

Noch im Versuchsstadium befindet sich ein anderes Bein, das auf meine Anregung von der Neuyork-Hamburger Gummiwarenkompagnie hergestellt wurde. Es besteht aus Hülsen von Hartgummiregenerat, das eine Einlage von feinem Stahldrahtgewebe enthält. Die Hülsen haben ein verhältnismäßig geringes Gewicht, große Festigkeit, Formbeständigkeit und werden von Feuchtigkeit, Körperwärme nicht

[1]) Münchn. med. Wochenschr. 1917, Nr. 8, S. 267.

angegriffen; sie lassen sich lochen. Schienen sind entbehrlich bis auf die Kniescharniere. Auch der Fuß besteht aus einer hohlen Hartgummikonstruktion. Das Fußgelenk wird durch eine besonders geformte Lage von Weichgummi gebildet, der nach einem besonderen Verfahren des Oberingenieurs S c h u b e r t der genannten Firma unlösbar mit dem Hartgummi verbunden ist. Dadurch wird erzielt, daß im Fußgelenk auch seitliche Bewegungen ausgeführt werden können, ein großer Vorteil bei unebenem Boden. Ein weiterer großer Vorzug des Beines ist, daß der Fuß so leicht ist; dadurch wird das Vorbringen des Beines im Gegensatz zu anderen Prothesen mit schwereren Fußkonstruktionen ganz wesentlich erleichtert. Auch der Preis des Beines ist nicht höher als der eines ledernen Durchschnittbeines, er wird in Friedenszeiten voraussichtlich noch niedriger werden. Näheres bleibt einer besonderen Publikation vorbehalten.

Ungemein schwieriger ist und bleibt vorläufig die Dauerprothese für die Armamputierten. Leider haben wir bis zum Herbst 1915 eine ganze Anzahl Amputierter mit den gewöhnlichen teuren Bandagistenarmen, die so gut wie gar nicht funktionell verwertbar sind, entlassen müssen. Wir konnten von keiner Firma auch nur einigermaßen brauchbare Arbeitsarme bekommen und auch das Erscheinen der Modelle von J a g e n b e r g und M e y e r (R o t a) nützte nicht viel, da die Lieferung mit den Nachfragen nicht Schritt hielt. Sobald wir daher vom Hamburgischen Landesausschuß Werkstätten im Lazarett eingerichtet bekamen, sind wir sofort eifrigst daran gegangen, diese besonders für den Armprothesenbau nutzbar zu machen und uns eigene Modelle von Arbeitsarmen zu bilden, und es ist schon nach wenigen Wochen gelungen, Brauchbares herzustellen. Freilich galt es zunächst ganz erhebliche Schwierigkeiten zu überwinden. Wohl war es endlich gelungen, das nötige Material und Werkzeug zu beschaffen; aber es fehlte an einem Orthopädiemechaniker und an einem Bandagisten. Erfreulicherweise ließ sich der der Metallarbeiterwerkstätte vorstehende, von der Reiherstiegschiffswerft gestellte Drehermeister bald in den Prothesenbau einführen und begann großes Interesse an der Sache zu nehmen, ebenso fanden sich ein paar geschickte Schuhmacher, die einige Kenntnisse in der Bandagenlederarbeit erwarben, zumal uns die Hamburger Bandagistenfirma K r a u t h in der Unterweisung dieser Leute in sehr dankenswerter Weise unterstützte. So gelang es allmählich, trotz des Mangels an eigentlichen Facharbeitern, durch Heranbildung einiger Leute vom Sanitätspersonal, vor allem aber auch geschickter



kriegsbeschädigter Schlosser, Dreher, Mechaniker und Schuhmacher, eine leistungsfähige Prothesenwerksatt in Gang zu bringen. Wir sind durch eifrige Arbeit aller Beteiligten nunmehr längst so weit, daß wir jeden Armamputierten rechtzeitig mit einer brauchbaren und dauerhaften Arbeitsprothese, die auch eine Schmuckhand trägt, ausrüsten können.

Der Grundgedanke für den sogenannten Arbeitsarm war, ein Instrument zu schaffen, das geeignet war, den menschlichen Arm in möglichst mannigfacher Hinsicht funktionell zu ersetzen, und zwar in der Hauptsache bei den Verrichtungen der gewerblichen Arbeit. Zunächst waren die verbliebenen Muskelkräfte des Stumpfes möglichst zur Bewegung und zur Führung der Prothese auszunutzen. Diese selbst mußte sich ähnlich dem natürlichen Arm bzw. der Hand in die verschiedensten Lagen bringen und eventuell durch Feststellvorrichtungen erhalten lassen. Das Ende der Prothese war so einzurichten, daß es die mannigfachen Verrichtungen der menschlichen Hand ersetzende Ansätze aufnehmen konnte, in der Hauptsache handelt es sich dabei um Faß- und Haltevorrichtungen. Bei den Unterarmamputierten war schon manches erreicht, wenn an der den Stumpf fassenden Lederhülse auswechselbare Ansätze angebracht wurden. Mit zunehmender Kürze des Gliedrestes wachsen die Schwierigkeiten; außer der Hand ist noch das Ellbogengelenk und schließlich das Schultergelenk so gut als möglich zu ersetzen. Das Handgelenk schien am besten durch ein Kugelgelenk dargestellt zu werden, hingegen das Ellbogengelenk als Scharniergelenk. Da das Schultergelenk ein Kugelgelenk ist, so lag es am nächsten, auch die Prothese mit einem solchen auszustatten. Das scheitert aber daran, daß sich natürliches und Prothesengelenk, wenn noch ein Stumpf vorhanden, nicht um denselben Punkt drehen lassen. Es wurde daher die Rotation des Oberarmes auf das Ellbogengelenk der Prothese verlegt. Es liegt nun nahe, und diese Ansicht wird von vielen verfochten, wieder ein Kugelgelenk zu verwenden. Unsere ersten Modelle wiesen am Ellbogen ein Kugelgelenk auf; wir hatten dieses, beeinflußt durch J a g e n b e r g, gewählt, jedoch die Druckfeder darin vermieden, um auch völlig freie Beweglichkeit erzielen zu können, was von Wert ist, wenn der rechte Arm fehlt, und das Werkzeug, z. B. die Feile, mit der Prothese geführt wird (Fig. 4). In der Folge zeigte sich aber, daß im Gegensatz dazu die Feststellung zu wünschen übrig ließ, was übrigens auch den Jagenbergarmen vielfach zum Vorwurf gemacht wird. Wir kehrten deshalb zum Scharnier zurück und machten den Unterarm am Oberarm



schwenkbar, um auch die sog. Sichelbewegung herauszubekommen. Als sehr wesentlich erwies sich die Ausprobierung des Materials und der Materialstärken. Sobald mit Prothesen wirklich gearbeitet wird, zeigt sich, daß die Beanspruchung eine ganz erhebliche ist, und daß nur ein sehr widerstandsfähiges Material von genügender Stärke verwendet werden darf. Wir haben deshalb Mannesmannstahlrohr von 1,5 mm Wandstärke und Siemensmartinstahl verwendet und selbst hierbei verschiedentlich die Dimensionen vergrößern müssen, da wir

Fig. 4.



Brüche und Verbiegungen erlebten. Die fertigen Arme haben wir, da wir sie nicht vernickeln konnten, brüniert.

Es ist nicht angängig, Arbeitsarme vor allem unter dem Gesichtswinkel der Leichtigkeit zu konstruieren; sie werden dann nicht haltbar. Im übrigen ist ein gewisses Gewicht ebenso wie bei Beinprothesen sogar notwendig, um ein Gleichgewicht gegen die gesunde Seite herzustellen und eine gewisse Sicherheit in der Führung zu gewährleisten. Verständige Amputierte geben an, daß sie mit zu leichten Prothesen nicht das „richtige Gefühl" hätten.

So sind wir allmählich zu drei nunmehr in allen wesentlichen Teilen feststehenden Modellen gelangt, einem normalen, einem etwas schwereren, mit besonders solidem Ellbogengelenk und einem für lange

Stümpfe. An Unterarmstümpfen wurde entsprechend nur das Handgelenk (Kugelgelenk) angebracht.

Beim normalen leichteren Modell (Fig. 5) trägt der Unterarm, ein 21-mm-Stahlrohr von 200 mm Länge, ein einfaches Kugelgelenk mit 25,5-mm-Kugel. Es ist in einer Ebene um etwa 30° beweglich, in der darauf Senkrechten um etwa 10°. Feststellung durch Anziehen einer

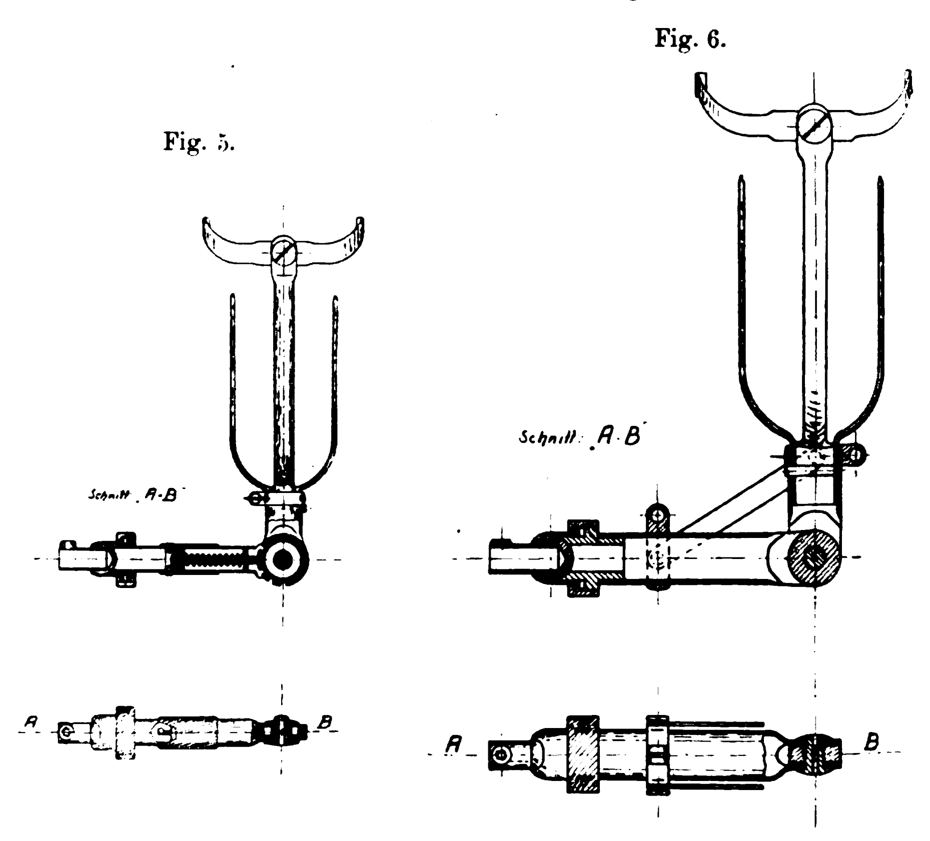


Fig. 5. Fig. 6.

Mutter. Das Ellbogengelenk ist ein Scharnier, dessen Teile aus den flach geschlagenen Rohrenden gebildet werden. Der innere Raum wird gebildet durch eine Stahlscheibe von 40 mm Durchmesser und 10 mm Dicke, die am Rande fünf Rasten trägt, die den konischen Feststellbolzen aufnehmen. Dieser liegt im Innern des Unterarmes, wird durch eine Feder vorgedrückt und ist von außen durch eine Muffe mit Fischhaut auszulösen und auszuschalten. Der Feststellbolzen ist 9 mm stark, er mußte so stark gemacht werden, weil er sich mehrfach bei größerer Belastung des Unterarmes verbog. Das den Scharnierteil tragende Oberarmrohr ist ganz kurz und auf ein dünneres, das eigentliche Oberarmrohr, aufgesteckt; es ist auf diesem schwenkbar und durch Klemm-

Fig. 7.

Schnitt A - B.

Ansicht von oben auf Rohr d.



schraube feststellbar. Da sich bei manchen Arbeiten, z. B. beim Graben in schwerem Boden, die Ellbogenfeststellung trotz des starken Bolzens als nicht allen Ansprüchen gewachsen erwies, wurde für solche Zwecke die schon früher probierte Feststellung mittels einer auf dem Unterarm gleitenden und feststellbaren Strebe wieder aufgenommen (Fig. 6). Der Unterarm besteht aus Rohr von 28 mm Durchmesser. Auf ihm gleitet ein Klemmring, der auf jeder Seite eine Strebe trägt, deren anderes Ende an einem festen Ring am Oberarmteil sitzt. Diese Feststellung scheint absolut zuverlässig zu sein. Bei sehr langen Stümpfen ist mit den Stützschienen eine 60 mm Durchmesser haltende Scheibe mit Rasten, in eins geschmiedet, angebracht. Der Unterarm selbst ist hierbei nur 155 mm lang. Dadurch wird erreicht, daß die Entfernung zwischen Achse und Feststellbolzen recht erheblich größer und dieser weniger beansprucht wird (Fig. 7 u. 8).

Fig. 8.

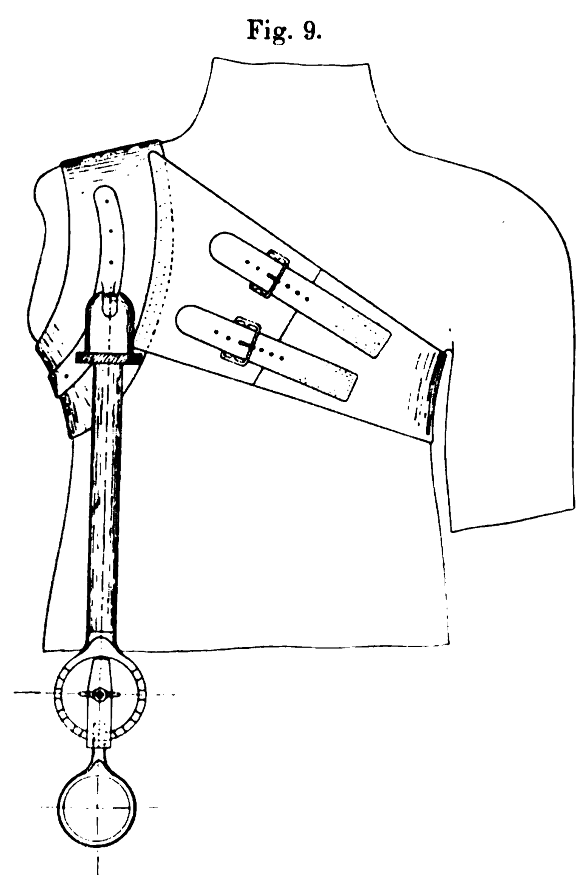


Die wichtige Frage der Befestigung der Arbeitsprothese am Körper ist noch nicht restlos gelöst. Um den ganzen Stumpf zu fassen und damit seine ganze Kraft auf die Prothese zu übertragen, haben wir über Gipsabguß geformte geschlossene Lederhülsen verwendet. Sie werden in das vierfach gespaltene Stahlrohr des Oberarmteils des Arbeitsarmes eingeschoben und damit vernietet. Für das Schultergelenk behielten wir nach mehrfachen Versuchen die bekannte Cardanische Aufhängung bei. Diese erlaubt zwar nicht vollständige Beweglichkeit, doch reicht die Exkursionsmöglichkeit für die allermeisten Verrichtungen aus. Ein großer Vorteil ist, daß die Last nicht auf dem Akromion angreift, sondern an zwei Punkten, einem vorn und einem hinten in der Höhe des Schultergelenks am Rumpf gelegenen Drehpunkt, die um eine sagittale Achse sich bewegen. Sie sind auf einem

breiten, über Gipsmodell gewalkten Lederkummet gelagert, das wiederum durch einen namentlich hinten sehr breit aus Drell gearbeiteten, vorne gespaltenen, den Thorax umfassenden Gurt gehalten wird. Wenn gut gearbeitet, sitzt diese Bandage sehr sicher und bequem.

Für Exartikulierte scheint ein in allen Gelenken ausgiebig verstellbarer Arm keinen großen Wert zu besitzen. Die einzige Kraftübertragung auf die Prothese besteht in Zug oder Druck mit dem Oberkörper bzw. der Schulter. Offenbar wird diese Kraft durch winklige Knikkungen an der Prothese, namentlich in der Mitte (Ellbogen), nicht günstig beeinflußt. Es muß daher genügen, die Prothese am Körper gelenkig zu befestigen und dem Ansatzstück verschiedene Stellungen zur Achse der Prothese zu geben. Ferner erschien die Gegend vor dem Akromion als Angriffspunkt der Kraft nicht wohl geeignet, da die Achse der Prothese am Körper vorbeigeht und es schwer ist, eine gute Befestigung und Uebertragung der Kraft zu erreichen. Wenn wir mit der Schulter etwas schieben oder heben wollen, so benutzen wir als Belastungspunkt die Gegend unter der distalen Clavikelhälfte, z. B. der Kahnschiffer beim Schieben mit der Stange. Diese Ueberlegungen führten zur Konstruktion einer einfachen Arbeitshilfe für Exartikulierte (Fig. 9). An einem Kummet von Leder mit Stahleinlage, das nach Gipsabguß gearbeitet ist, befindet sich vorn ein Kugelgelenk mit möglichst großer Exkursionsmöglichkeit und Feststellmutter; an ihr hängt ein Stahlrohr von 21 mm Stärke, das an seinem unteren Ende eine Stellschraube trägt, auf der mittels einer Schraube und Knebels ein Ansatzstück in verschiedenen Stellungen fest oder drehbar befestigt werden kann.

Fig. 9.





Die ganze Länge beträgt 320 mm. Die Ansatzstücke sind kurz oder bis 150 mm lang, je nach Erfordernis. Mit diesem einfachen Apparat sind Exartikulierte imstande zu graben, schaufeln, harken, mähen, Karren zu schieben usw., sie können auch ganz erhebliche Lasten damit heben und tragen; es ist auch möglich, zu hobeln, letzteres unter Feststellung des Kugelgelenks, das sonst meist lose bleibt. Berücksichtigt muß freilich werden, daß das Maß von Arbeitsleistung, das von Exartikulierten gefordert werden darf, immer nur ein beschränktes sein kann. Erwähnt sei, daß auf meine Empfehlung hin der Konstrukteur des Rota-Arms, Ingenieur Meyer, den Rota-Arm bei Exartikulierten jetzt auch an der beschriebenen Stelle befestigt. Außer unseren vier Modellen haben wir in einzelnen Fällen auch zu Prüfungszwecken Jagenberg, Rota, Siemens-Schuckert verwendet, ohne daß wir ausschlaggebende Vorzüge aller dieser gegenüber unseren einfacheren und billigeren Armen hätten feststellen können.

Für Unterarmamputierte wird auch neben den Kugelgelenken als Handgelenkersatz die Kellersche Bandage mit der dreifingerigen Eisenhand verwendet. Wir haben dieselbe etwas geändert, indem wir sie größer und dafür hohl machten; auch die Finger sind hohl. Die Amputierten scheinen sie gerne zu nehmen und üben sich leicht damit ein. Wir können bisher die anderweitig gemachten guten Erfahrungen nur bestätigen (Fig. 10).

Für die Arbeitsarme haben wir eine ganze Menge von Ansätzen nach fremden und eigenen Angaben hergestellt. Außer den allbekannten Ringen und Haken haben wir Kombinationen dieser auch mit Klemmschrauben, dazu einen sehr praktischen Ring mit Klemmzunge, die jeden Stiel sofort feststellt, verschiedene Stielhalter, Klammern, Nagelhalter, eine der Kellerhand nachgebildete zweifingerige Klaue mit Riemen, Gabelhalter, Bleistifthalter, Hobelhalter usw. Die sog. Universalarbeitsklauen haben wir fertig bezogen und adaptiert. Wir geben jedem Amputierten eine Anzahl Ansätze nach seiner Wahl mit. Zu jedem Arbeitsarm gehört eine lederne Manschette mit hölzerner Schmuckhand, die nach Entfernung der Arbeitsansätze befestigt wird. Exartikulierte bekommen einen extra Schmuckarm, ebenso Unterarmamputierte extra eine kurze Unterarmhülse mit Holzhand (Modellprüfstelle).

Ein wesentlicher Grund, weshalb wir uns entschlossen haben, alle Armamputierten selber auszurüsten, ist der, daß wir dadurch unabhängig sind von den Lieferanten, die in der Kriegszeit ihren Verpflichtungen absolut nicht nachkommen können. Die Folge davon sind

überlange Lieferzeiten, die für die Amputierten von allergrößtem Nachteil sind. Es gibt keine Möglichkeit, sie ausreichend zu beschäftigen, und die ohnehin nur bei vielen in sehr geringem Maße vorhandene Lust zur Wiederaufnahme der Arbeit ist bald völlig, oft unwiederbringlich dahin. Nun sind wir in der Lage, jeden Mann zunächst behelfsmäßig mit Prothese zu versehen und alsbald die definitive folgen zu lassen.

Fig. 10.

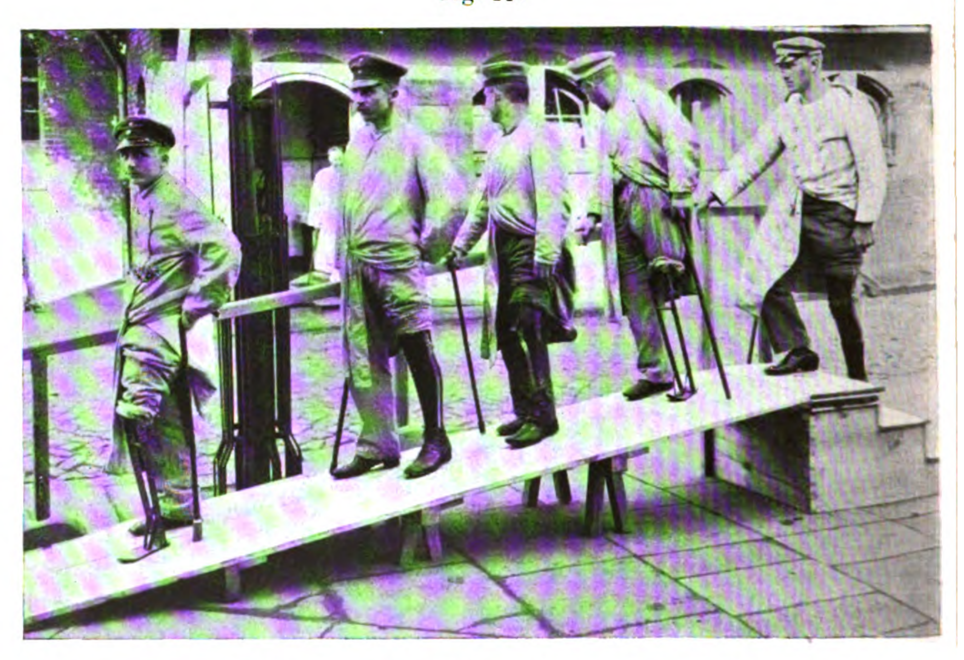


Ein sehr wesentlicher Vorteil ist auch, daß wir alle die vielen anfangs sich ergebenden kleinen Aenderungen und Reparaturen und Ergänzungen selber machen können; wir ersparen damit in gleichem Maße Zeit, Mühe und Kosten. Die Kostenfrage überhaupt ist endlich ein weiterer wesentlicher Grund für unser Vorgehen gewesen. Die Preise der von der Industrie hergestellten Arme sind vorderhand derartig hohe, daß es nicht gelingt, mit der gesamten Ausrüstung innerhalb der von der

Heeres- und Marineverwaltung vorgeschriebenen Höchstgrenzen zu bleiben. Aus diesen Gründen benutzen wir vor allem unsere eigenen Modelle, von denen wir wohl wissen, daß sie nicht in jeder Hinsicht mustergültig, aber recht brauchbar sind.

Im allgemeinen muß noch betont werden, daß wir uns außerdem auf den Standpunkt gestellt haben, daß nach dem derzeitigen Stand der ganzen Armprothesenfrage alles heute Vorhandene und Gegebene nicht als bleibend angesehen werden kann; es sind noch erhebliche Umwälzungen zu erwarten, und man darf auf so manche gute Erfindung

Fig. 11.



in naher Zukunft hoffen. Es scheint deshalb zurzeit die Aufgabe vor allem darin zu liegen, den Amputierten tunlichst bald mit einer möglichst brauchbaren Prothese zu versehen, um ihn damit zur Arbeit zu bringen, und nicht etwa die Zeit mit Warten auf neue bessere Sachen verstreichen zu lassen. Die Hauptsache ist, das bestätigt die Erfahrung immer wieder, daß der Mann bald anfängt, mit einer Arbeitshilfe zu arbeiten, sonst ist er für die Arbeit verloren. Gibt es später bessere Prothesen, so wird es sich sicher ermöglichen lassen, ihm solche zu verschaffen; er wird sie dann um so lieber nehmen, wenn er schon gearbeitet hat, und sich ohne Zweifel um so leichter einüben. Bedauerlich bleibt zurzeit, daß wir kein ordentliches Modell für den so-

genannten Kopfarbeiter, der einen eigentlichen Arbeitsarm nicht gebraucht, besitzen; er ist immer noch auf den althergebrachten Bandagistenarm angewiesen. Wir speziell haben nicht Zeit gefunden, uns mit der Konstruktion auch solcher Arme bisher zu beschäftigen, jedoch eröffnet die nunmehr in Aussicht stehende Fabrikation der Carnesarme in Deutschland bessere Aussichten.

Die Einübung der Beinamputierten macht, wenn eine gute Stumpfformung und Stumpfpflege vorausgegangen, im allgemeinen keine Schwierigkeiten. Die Leute bekommen ihre Anweisungen und müssen Gehübungen machen, wobei sie auf Fehler in ihrem Gang aufmerksam gemacht werden. Wir haben dann auch eine schiefe Ebene mit ein paar Treppenstufen verbunden und lassen die Amputierten täglich in beiden Richtungen mehrmals passieren, ähnlich wie auch Spitzy solcherart Uebungsgeräte angewendet hat. Im allgemeinen bedarf es bei den Leuten nur geringer Nachhilfe; sie sind so froh, wieder gehen zu können, daß sie andauernd umherwandern und auf Urlaub gehen; sie erreichen fast ausnahmslos alsbald einen bemerkenswerten Grad von Gewandtheit. Der Uebergang von der Hilfsprothese zur definitiven vollzieht sich in allen Fällen ohne Schwierigkeit (Fig. 11).

Die Uebungswerkstätten.

Die vom Hamburgischen Landesausschuß für Kriegsbeschädigte beim Marinelazarett Hamburg eingerichteten Werkstätten sind von Anfang an sehr freudig begrüßt worden und haben sich seit ihrer Inbetriebnahme in steigendem Maße als nutzbringend erwiesen, insofern, als sie uns nicht nur die Mittel an die Hand gaben, speziell die Armamputierten behelfsmäßig und dauernd mit Prothesen zu versehen, sondern auch vielfache Möglichkeit boten, die Amputierten mit ihrem Gliederersatz durch Uebungen in den verschiedensten Arbeitsformen vertraut zu machen. Es liegt auf der Hand, daß die große Mehrzahl der Armamputierten, wenn sie eine Prothese erhalten, dieselbe zunächst mit großem Mißtrauen betrachten und sich absolut nicht damit zu helfen wissen. Freilich gibt es auch Ausnahmen, intelligente und strebsame Leute, die sofort sich daran machen, mit Eifer zu üben und es bald zu wirklich bewundernswerter Geschicklichkeit bringen. Es ist nun unbedingt erforderlich, daß da, wo Prothesen gegeben werden, auch die Möglichkeit zu einer wenigstens ersten Einübung gegeben ist. An dem Mangel an solcher Einübungsmöglichkeit sind schon in Friedens-



zeiten die vereinzelten Versuche mit Arbeitsprothesen zum größten Teil immer wieder gescheitert, auch die Geschicklichkeit einzelner, die was leisteten, kam für die anderen Amputierten nicht zur Verwertung; sie sahen es nicht. Demgegenüber stellen die Lazarettwerkstätten einen ganz wesentlichen Fortschritt dar. Hier kann dem Prothesenträger über die anfängliche Schwierigkeit hinweggeholfen werden; er sieht fortgeschrittenere Kameraden in gleicher Lage, auch der aufsichtführende Facharzt und die Werkmeister sammeln ihre Erfahrungen und vermögen wertvolle Anleitung zu geben. Dabei bekommen eine ganze Anzahl Amputierter wieder Lust etwas anzufangen, und sind erst die ersten Schritte getan, geht es bald von selber weiter (Fig. 12, 13, 14).

Fig. 12.



Das Ideal einer Lazarettwerkstättenanlage wäre eine solche, die möglichst alle vorkommenden Berufe umfaßte. Das ist natürlich nicht ohne weiteres erreichbar, zumal es auch eine Menge Berufe gibt, die nicht in Werkstätten ausgeübt werden, noch irgendwie damit in Verbindung stehen. Wir haben uns daher eine Beschränkung auferlegen müssen und die Aufgabe der Werkstätten dahin aufgefaßt, daß sie zwar für eine Reihe von Berufen ausreichend einzurichten waren und hierfür sowohl die Möglichkeit einer Wiedereinführung als auch der ersten Ausbildung für Umlernende boten, anderseits aber nur dazu dienen sollten, für viele der weiteren Berufe eine Stätte zur ersten Einübung mit der Prothese in irgendeiner Form darzustellen. Außerdem mußte mit der Größe der zur Verfügung stehenden Mittel sowie mit den vorhandenen Räumlichkeiten gerechnet werden, endlich auch die immerhin nicht so sehr große Zahl der zu versorgenden Kriegsbeschädigten, inklusive Amputierten, in Betracht gezogen werden. Von den vier vorhandenen größeren Räumen wurde einer für Mechanik, einer für Schlosser, Schmiede,

Klempner, einer für Tischler, Drechsler und andere Holzarbeiter, einer für Schneider, Schuhmacher, Sattler eingerichtet; der Mittelraum dient auch für Zeichner. Während die Mechanikerabteilung von Herrn Markus, dem Inhaber einer Hamburger Firma, erfolgreich geleitet wird und speziell schon mehrere Serien von ausgebildeten, meist gänzlich neu angelernten Kriegsbeschädigten vor einer Gewerbekammerkommission hat prüfen lassen, steht jeder der anderen Abteilungen ein Werkmeister, vom Landesausschuß gestellt, vor. Außerdem benutzen wir die ausgedehnte Gärtnerei des Lazaretts (Hamburg-Amerika-Linie), Küche und Maschinenhaus in geeigneten Fällen als Uebungsfeld. Endlich besteht noch eine Einarmigenschule, in der neben Elementarunterricht Linksschreiben und Maschinenschreiben von einem selber infolge Lähmung einarmigen und linkshändigen Lehrer gelehrt werden. Wenn dazu in Betracht gezogen wird, daß uns, namentlich für schon etwas Fortgeschrittenere, Fabriken, Werften und andere gewerbliche Firmen in Hamburg in steigender Zahl zur Ausbildung und Einarbeitung unserer Kriegsbeschädigten gegen entsprechende Entlohnung für ihre Arbeit durch den Hamburgischen Landesausschuß zur Verfügung gestellt werden, so darf wohl behauptet werden, daß wir durchaus ausreichend mit Uebungsgelegenheit versorgt sind.

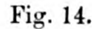
Fig. 13.



Die Hauptschwierigkeiten aber, die sich der Wiedereinübung der Kriegsbeschädigten, insonderheit der Amputierten, entgegenstellen, liegen in diesen selber. Eine große Zahl von ihnen zeigt so gut wie gar keinen Trieb, sich wieder irgendwie zu betätigen. Die einen legen eine Indolenz an den Tag, die vielleicht als Reaktion nach den Stra-

pazen des Feldzugs um so stärker sich geltend macht und die durch den langen Lazarettaufenthalt auch nicht gerade günstig beeinflußt wurde, die anderen ziehen von vornherein die Parallele mit der Unfallverletzung des Friedens; sie fürchten, daß man ihnen, wenn sie arbeiten und etwas verdienen, ihre Rente kürzen wird.

Alle diese Leute trachten lediglich danach, irgendeinen Posten, auf dem sie nichts Sonderliches zu leisten haben, zu bekommen; sie wollen Bote, Pförtner, Aufseher, Wärter u. dgl. werden und beileibe


Fig. 14.



nichts lernen, außer etwa Linksschreiben. Nun darf man freilich nicht außer Betracht lassen, daß das Umlernen und Neulernen für einen ungelernten Arbeiter speziell in vorgerückterem Alter etwas ganz Gewaltiges bedeutet. Neben Seeleuten und Heizern bieten große Schwierigkeiten die zahlreichen Hafen- und Werftarbeiter; sie waren bei schwerster Arbeit gewohnt, verhältnismäßig viel zu verdienen; sie können sich gar nicht vorstellen, daß sie irgendwo anders arbeiten und verdienen könnten, wie in ihrem geliebten Hafen; der einzige Posten, den sie alle ausnahmslos erstreben, ist der eines Aufsehers.

Merkwürdigerweise streben eine Menge Amputierter unter völliger Verkennung der dort nötigen Leistungsfähigkeit nach Stellen bei der Bahn- und noch mehr bei der Postverwaltung. Leider wird diesem

Streben noch dadurch Vorschub geleistet, daß die Not der Zeit es mit sich bringt, daß die Verwaltungen eine große Zahl von Aushelfern einstellen. Wie der Mann aus dem Volke auch sonst nicht gewohnt ist, weit vorauszudenken, so auch hier. Ist er nur erst als Aushelfer eingestellt, so fühlt er sich erst mal geborgen, das weitere wird sich finden. Ein großer Teil dieser Leute wird daher leider für die erwerbende Arbeit verloren sein. Es muß immer wieder betont werden, daß die wesentliche Grundlage des Erfolges darin liegt, daß die Leute, sobald die vollendete Heilung es zuläßt, an die Arbeit gebracht werden und nicht erst auf sog. Verlegenheitsposten, wo der Rest von Arbeitsfreude verkümmern kann.

Leichter geht es mit den Angehörigen gebildeter Berufsstände und mit den selbständigen Leuten. Hier finden wir fast stets einen löblichen Eifer und ein oft bemerkenswertes Maß von Energie und Wollen, so daß man sogar vor zu hoch gesteckten Zielen warnen muß. Aber fast alle diese Leute erreichen etwas, und beweisen damit immer und immer wieder, daß die Möglichkeit, wieder erwerbend tätig zu sein, auch den Verstümmelten gegeben ist, und daß wir auf dem rechten Wege sind. Es darf daher nicht nachgelassen werden, auch die heute noch Widerstrebenden immer wieder zu ermutigen und aufzuklären, vor allem auch das gute Beispiel wirken zu lassen. Bei der Bedeutung der Sache für die Volkswirtschaft wird die aufgewandte Mühe und Arbeit nicht zu groß sein können und der Erfolg wird mehr und mehr erkennbar werden. Es ist zu hoffen, daß, nachdem das erste Eis bereits gebrochen ist, es fortan leichter vorangehen wird.

Wenn der Amputierte sich mit seiner Prothese, sowohl was ihren Gebrauch als auch ihre Instandhaltung anlangt, genügend vertraut gemacht hat und die Uebungswerkstätten ihm nicht genügend Betätigung mehr bieten können, wird er durch den Hamburgischen Landesausschuß, eventuell in Verbindung mit dem zuständigen Landesausschuß seiner Heimat, möglichst für dauernd auf einer geeigneten Stelle untergebracht. Die Vorbereitungen zu diesem oft recht schwierigen Teil der Versorgung beginnen schon früh, so daß in den vielen Fällen kein weiterer Aufschub eintritt. Es hat sich bereits herausgestellt, daß der Gedanke, von vornherein mit der Organisation des Hamburgischen Landesausschusses Hand in Hand zu arbeiten, ein sehr glücklicher war. Wir wären kaum in der Lage, bei den besonders verwickelten Verhältnissen in der Marine, deren Angehörige sich

aus allen Gauen Deutschlands rekrutieren, selber das Nötige leisten zu können.

Es ist zurzeit noch nicht möglich, über die gesamte Materie und über Einzelheiten Zahlenangaben und Statistik zu bringen; es wird das späteren Arbeiten nach Friedensschluß vorbehalten bleiben müssen. Es wird sich auch erst durch Erfahrungen im Laufe der Zeit herausstellen, welche von den eingeschlagenen Wegen richtig waren, welche Methoden sich bewähren, welche nicht. Namentlich bezüglich der Armprothesen, vor allem auch bezüglich Frage der Verwendbarkeit der Amputierten im Erwerbsleben überhaupt, bestehen noch vielfach sich entgegenstehende Ansichten. Wir werden aber nur zu endgültigen Resultaten kommen, wenn jeder zunächst erst mal die Richtung verfolgt, die er heute als die gegebene ansieht, und nicht wartet, bis das Rechte und Beste gefunden ist. Ist etwas nicht ganz vollkommen gemacht mit einem Amputierten, so läßt sich das später vielleicht besser machen; ist nichts mit ihm geschehen, ist er fast immer für das Erwerbsleben verloren. Die vorliegenden Ausführungen sind daher in keiner Weise als abschließend anzusehen; sie sollen nur einen Ueberblick gewähren über das, was im Marinelazarett Hamburg bisher für Amputierte geschehen ist, und welche Grundsätze dabei verfolgt wurden. Es darf aber dabei bemerkt werden, daß die Erfolge im allgemeinen bisher derart sind, daß sie zu einem Weiterverfolgen der eingeschlagenen Bahnen ermutigen. Vorderhand freilich kann es keinem Zweifel unterliegen — und die bisherigen Nachforschungen bestätigen das —, daß so manche Armprothese nach Entlassung des Empfängers nicht mehr benutzt wird, sondern in irgendeinem Winkel verrostet und verstaubt. Der Grund dafür liegt sicherlich in manchen Fällen an der Mangelhaftigkeit der Prothese und ihres Sitzes am Körper; leider aber wird man nicht fehlgehen in der Annahme, daß noch viel öfter die Prothese nicht benutzt wird, weil der Kriegsbeschädigte zunächst auf einem sog. Verlegenheitsposten Unterschlupf gefunden hat, wo er überhaupt keine Prothese braucht, weil er nichts Positives zu leisten braucht; weiterhin aber auch, weil es vielfach an dem guten Willen fehlt, überhaupt wieder zu arbeiten bzw. etwas zu lernen, geschweige denn sich mit der Prothese ordentlich einzuüben. Daraus erklärt es sich auch, daß bisher nur sehr vereinzelt von Kriegsbeschädigten eine bessere Arbeitsprothese beantragt, sondern lieber gleich gänzlich auf den Gebrauch einer solchen verzichtet wird. Es soll aber nicht vergessen werden, daß oftmals nicht der Kriegsbeschädigte allein die Schuld trägt, sondern die Stelle,



die es unterließ, rechtzeitig für die so nötige Einübung mit der Prothese Sorge zu tragen. Von dieser Einübung hängt, das muß immer wieder betont werden, nahezu alles ab. Auch die beste Prothese, auch der Carnesarm, wird gar nichts nützen, wenn der Träger nicht damit gründlichst eingeübt wird, solange er noch im Lazarett ist und dazu dienstlich angehalten werden kann; nur dann wird der gute Wille, auf den es in letzter Hinsicht immer ankommt, auch wenn er nur gering entwickelt, gestärkt und alle Schwierigkeit überwunden werden.

XII.

Aus dem Reservelazarett Offenbach a. M.

Erfahrungen bei der Beschaffung von Kunstgliedern für Kriegsbeschädigte.

Von

Oberstabsarzt Med.-Rat Dr. **Rebentisch,**
Chefarzt des Reservelazaretts.

Mit 20 Abbildungen.

In den verflossenen Kriegsmonaten sind in den zur Fürsorge für die Kriegsbeschädigten eingerichteten Sonderlazaretten reiche Erfahrungen über den Bau von Kunstgliedern, die Anforderungen, die an guten Gliedersatz zu stellen sind, und die Grenzen der Leistungsfähigkeit von künstlichen Gliedern gesammelt. Bezüglich der Versorgung mit Kunstbeinen ist eine Klärung, aber kein Abschluß erzielt. Die Erfahrungen, die in den verschiedenen orthopädischen Lazaretten gemacht sind, decken sich wohl in allen wesentlichen Punkten mit denjenigen Gaugeles (Deutsche med. Wochenschr. 1916, Nr. 33). Die erste Vorbedingung zur Erzielung guter Gehfähigkeit mit einem Kunstbein: die gute Beschaffenheit des Stumpfes, bleibt leider in einer Reihe von Fällen unerfüllt oder unerfüllbar. Die überwiegende Zahl der Beinamputationen muß wegen schwerer, fortschreitender Infektionen vorgenommen werden; bei der danach erforderlichen offenen Wundbehandlung ist trotz aller Sorgfalt in recht vielen Fällen eine gute Stumpfbeschaffenheit von vorneherein nicht zu erreichen und nicht zu erwarten. Es sind also Nachoperationen (Nachamputationen, Weichteilplastiken, Hautüberpflanzungen, Narbenexzisionen usw.) nötig, durch die bei kurzen Unter- und Oberschenkelstümpfen aber nicht immer befriedigende Stumpfverhältnisse zu erzielen sind. Am Unterschenkel wird man sich, wenn der Stumpf zu kurz ist, am besten zu einer Am-

putation nach Gritti entschließen. Am Oberschenkel ist ein noch so kurzer Stumpf meist wertvoll und muß erhalten werden. Wenn die weitere Kürzung eines derartigen Stumpfes ausgeschlossen ist und eine Deckung des vorstehenden Knochens mit Weichteilen nicht erfolgen kann, sollten wenigstens die Muskeln in geeigneter Weise fixiert werden. Bei kurzen Stümpfen, die erhalten werden müssen, ist die Beseitigung etwaiger tief eingezogener Narben von besonderer Wichtigkeit, da sie sehr leicht Anlaß zu hartnäckigen und störenden Ekzemen geben; auch schmerzhafte Narben und Neurome müssen entfernt werden. Leider können sich nicht selten Amputierte zu vorgeschlagenen Nachoperationen nicht mehr entschließen, wenn sie zuvor monatelang in anderen Lazaretten waren, ehe sie dem Orthopäden zur Beschaffung des Kunstglieds überwiesen werden. Am ersten überzeugt sie von der Notwendigkeit operativer Behandlung z. B. bei hartnäckigen Stumpfeiterungen noch ein Röntgenbild, auf dem Knochennekrosen oder Knochenhautwucherungen sichtbar sind. Vielfach helfen aber alle Vorstellungen nichts; der Wunsch nach baldigem Abschluß des Heilverfahrens verhindert die sachliche Wertung des ärztlichen Rates. Es läge im Interesse der Beinamputierten, daß sie — auf Grund einer allgemeinen Verfügung —, sobald sie transportfähig sind, einem geeigneten Fachlazarett zur Behandlung und Ausstattung mit Kunstgliedern überwiesen werden. Das wäre vor allem auch wichtig für Amputierte mit schlechtem, auf operativem Wege nicht zu besserndem Stumpf. Bei ihnen ist eine sorgsame Stumpfbehandlung, die Uebung und Erfahrung erfordert, von besonderer Bedeutung. Zweckmäßig ausgewählte Stumpfübungen, durch die eine möglichst vollkommene Beweglichkeit der erhaltenen Gelenke erzielt werden soll, sind möglichst früh, schon vor Beendigung der Wundheilung, in jedem Fall vorzunehmen.

Die Behelfsbeine oder sogenannten ersten Kunstbeine lasse ich möglichst frühzeitig anlegen und habe dadurch, bei sorgfältiger Wahl eines geeigneten Musters, niemals Nachteile (lange Fortdauer oder Wiederaufleben von Eiterungen, Furunkulose oder dergleichen) gesehen, wie sie von anderer Seite beschrieben sind. Allerdings wurde in allen Fällen, in denen es sich nicht um Amputationen nach Pirogoff oder Gritti handelte, auf eine zweckmäßige Verteilung des Körpergewichts auf die ganze Innenfläche des Lederköchers, bei Oberschenkelamputationen grundsätzlich auch auf Anbringung eines Sitzringes Wert gelegt. Beim Bau der Kunstbeine ist auf möglichst vollkommene Er-



haltung der Beweglichkeit verbliebener Glieder stets zu sehen. Zur Herstellung der Kunstbeine wurde nur bestes, widerstandsfähigstes Material (Stahl, Leder, Holz) verwendet, leichtes Gewicht der Kunstbeine, soweit es sich mit der Haltbarkeit und Dauerhaftigkeit vereinigt, als dringend erwünscht erachtet. Es wird in Friedenszeiten zweifellos möglich sein, das Gewicht der Kunstglieder durch Verwendung hochwertiger Stahlsorten, die jetzt nicht zur Verfügung stehen, noch weiter zu vermindern. Die Beschaffung sogenannter Immediatprothesen dürfte nur ausnahmsweise noch zweckmäßig sein. Es erscheint wirtschaftlich richtiger und praktisch durchführbar, daß das Behelfsbein oder, wie es genannt werden soll, das erste Kunstbein so ausgestattet wird, daß es sich zu dauernder Verwendung eignet. Zu fordern ist dann allerdings, daß der Lederköcher für den Stumpf durch geeignete Schnallen- oder Schnürvorrichtungen den unausbleiblichen Stumpfveränderungen für eine gewisse Zeit angepaßt, im Bedarfsfall leicht ersetzt oder erneut über einen sorgfältig hergestellten Gipsabguß gewalkt werden kann. Auch ist es nötig, Wert auf eine gute äußere Form des Kunstbeins zu legen. Bei der Abnahme des Beins, für die hier besondere Regeln aufgestellt sind, wird besonders darauf geachtet, daß das Knie auch beim Sitzen eine gute und unauffällige Form hat und daß das Kunstbein im Ober- und Unterschenkelteil beim Sitzen und Stehen die richtige Länge hat. Bei dem Bau von zweiten Kunstbeinen, deren Anfertigung fast stets an geeignete Firmen vergeben wird, wird besonderer Wert auf den guten Sitz der Stumpfhülse gelegt, die ohne Polsterung bei voller Körperbelastung den Beinstumpf allseitig so umschließen soll, daß man zwei Finger nebeneinander zwischen Stumpf und Lederhülse nicht einschieben kann. Feststellvorrichtungen für das Kniegelenk sind nur bei ganz hohen Oberschenkelamputationen und Exartikulationen im Kniegelenk, Beckengurte zu den Trägern meist nur bei hohen Oberschenkelamputationen, Gelenkverbindungen mit einem Beckengürtel nur bei ganz kurzen Stümpfen gegeben. Von Rollenzügen an der Innenseite des Oberschenkelbeins ist oft Gebrauch gemacht. Die Schwierigkeit, gute Gummigurte zu besorgen, nötigte vielfach zur Benutzung von Spiralfederzügen.

Eine volle Befriedigung geben die bisher gebauten Kunstbeine dem Facharzt nicht. Trotz sorgsamster Auswahl des Schienenmaterials für die Erfordernisse des Einzelfalls gehören Schienenbrüche bei angestrengtem Gebrauch der Kunstbeine nicht zu den Seltenheiten. Sie haben meist ihren Sitz in der Nähe des künstlichen Kniegelenks und

sind nicht so oft durch Materialfehler als durch die mechanischen Verhältnisse zu erklären, die sich aus der künstlichen Rücklagerung der Kniegelenksachse bei der jetzigen Bauart der Kunstbeine ergeben. Die Holzkniegelenke sind im Gelenkteil viel stabiler, haben aber andere wesentliche Nachteile, die ihre allgemeine Verwendung nicht rätlich machen; auch sie brechen gelegentlich, aber nicht in dem kurzen, festgefügten Gelenkteil, sondern an dem im Unterschenkel verlaufenden Teil, auch aus mechanischen Gründen. Jedenfalls würde die Einlagerung des künstlichen Kniegelenks in das Kunstbein, eine Rekonstruktion des Knochengerüstes, die mechanischen Verhältnisse sehr bessern. Die jetzige Bauart des künstlichen Kniegelenks hat auch den Nachteil, daß ein wirkliches Ausruhen auf dem künstlichen Oberschenkelbein nicht möglich ist, da die Kraft des künstlichen Quadriceps und der Anschlag am Gelenk zu einer sicheren Feststellung des Kniegelenks nicht ausreichen. Schon seit geraumer Zeit sind von verschiedenen Seiten geeignete Neukonstruktionen versucht. Besondere Beachtung verdient das von Schäfer-Mainz konstruierte Kniegelenk. Eigene Versuche haben mich von der Richtigkeit des Prinzips überzeugt, das künstliche Kniegelenk durch die Belastung durch den Körper zu arretieren. Es ist zu erwarten, daß die nächste Zeit in dieser Frage gute Fortschritte zeitigt.

Trotz bester Stumpfbeschaffenheit und richtigem, sachgemäßem Bau des Ersatzgliedes wird nur der Beinamputierte eine ausreichende und gute Gehfähigkeit erreichen, der über eine gewisse körperliche Gewandtheit und Geschicklichkeit verfügt. Diese Eigenschaften sind von größerer Bedeutung als die Beschaffenheit des Stumpfes. Um einen guten Durchschnitt in der Gehfähigkeit zu erzielen, müssen alle Beinamputierte mit ihrem Kunstglied zu sorgfältig gewählten Uebungen im Gehen auf ebenem und unebenem Boden, im Treppensteigen, im Hinsitzen und Aufstehen, zu Bewegungsspielen und sonstigen geeigneten körperlichen Uebungen angehalten werden. Es liegt auf der Hand, daß dies nur im Lazarett durchgeführt werden kann.

Hinsichtlich der Kunstarme ist durch die Verfügung der Medizinalabteilung des Kriegsministeriums die Unzweckmäßigkeit reiner Schmuckarme, die nur den erlittenen Verlust verdecken sollen, endgültig festgelegt. Man verlangt jetzt von dem Kunstarm, daß mit ihm wirkliche Arbeitsleistungen ausgeführt werden können. Dafür ist die Beschaffenheit des Armstumpfes von wesentlicher Bedeutung. Wir be-



gegnen bei den Armamputierten natürlich denselben Schwierigkeiten bezüglich der Stumpfherrichtung und Behandlung wie bei den Beinamputierten. Auch die Armamputierten sollten deshalb möglichst frühzeitig, sobald sie reisefähig sind, in das zu ihrer Versorgung bestimmte Fachlazarett kommen; dadurch würde Zeit, oft viel Mühe und schließlich auch recht viel Geld zu ersparen sein.

Bei Armamputationen ist zunächst eine zweckmäßige Länge des Stumpfes im Sinne der Arbeit von Kausch anzustreben. Im übrigen gilt die operative Behandlung von Armstümpfen nicht so sehr der Erzielung einer guten Form, wie dies bei Beinstümpfen der Fall ist; ihre Aufgabe ist vielmehr, die Muskeln des Stumpfes für die Bewegung des Kunstarmes freizumachen (Sauerbruch) oder sie am Stumpf zur Bewegung des Stumpfes zu fixieren. Die Form des Stumpfes ist nur insofern wichtig, als der Stumpf eine genügende Befestigungsfläche für das Ersatzglied haben muß. Die Deckung eines vorstehenden Knochenstumpfes mit Weichteilen ist am Arm durchaus nicht so wichtig wie am Bein. Störende, besonders auch tief eingezogene Narben, Keloide, Neurome sind zu entfernen, Eiterungen nach sorgfältiger Röntgenuntersuchung operativ zu behandeln. Wichtig ist die Nachbehandlung des Stumpfes, seine Abhärtung, die frühzeitige sachgemäße Uebung der erhaltenen Gelenke. Zur Erhaltung der Muskelkraft und der Gelenkbeweglichkeit hat sich die frühzeitige Benutzung von Arbeitsarmen, gegebenenfalls schon vor der Wundheilung, hervorragend bewährt.

Armamputierte werden funktionell fast immer einhändig bleiben. Alle Vervollkommnungen der Arbeitsarme werden hieran nichts ändern können. Uebertriebenen Hoffnungen bezüglich der Leistungsfähigkeit der Arbeitsarme muß deshalb vorgebeugt werden. Die Armamputierten sind darauf hinzuweisen, daß die wichtigste Aufgabe eine sorgsame Ausbildung und Uebung der erhaltenen Hand ist. In dem meiner Leitung unterstellten Lazarett hat sich neben besonderen Hand- und Armübungen die einhändige, besonders linkshändige Ausführung der gewohnten Berufsarbeiten zu Uebungszwecken bestens bewährt. Es ist immer wieder erstaunlich, wieviele Verrichtungen des täglichen Lebens und der Berufstätigkeit einhändig auszuführen sind. Bei manchen Verrichtungen freilich bietet der Kunstarm eine wertvolle und nötige Unterstützung. Bei der Handhabung vieler Gerätschaften und Werkzeuge, beim Graben, Schaufeln, Mähen, beim Feilen, Hobeln usw. arbeitet nur eine Hand, während die zweite die Führung

des Werkzeuges lediglich unterstützt. Es hat sich ergeben, daß alle einzelnen Arbeitsverrichtungen in diesem Sinne analysiert werden müssen, damit die Armamputierten richtig angeleitet werden, wie sie mit Hilfe des Arbeitsarmes ihr Werkzeug am besten handhaben können. Hierzu gehören Werkstätten, und daraus ergibt sich, daß die Versorgung mit Arbeitsarmen zweckmäßigerweise nur dort erfolgen sollte, wo auch Uebungswerkstätten zur Verfügung stehen. Die Leistungsfähigkeit mit einem Arbeitsarm oder mit einer Arbeitshand wird natürlich um so besser sein, je mehr von den normalen Gelenken erhalten ist. Wenn das Ellbogengelenk funktionell oder tatsächlich fehlt, ist die Leistungsfähigkeit im allgemeinen recht beschränkt; noch mehr, wenn auch das Schultergelenk versteift ist oder fehlt.

Für den Bau der Arbeitsarme wird am besten nur erstklassiger Stahl und Leder benutzt. Leichtmetalle haben sich bei uns seither nicht bewährt. Die gewalkten Lederhülsen werden nur mit dünnem Lederfutter versehen; auf den bequemen Sitz der Schnallen und leichte sichere Befestigung von Schnürvorrichtungen wird besonders geachtet.

Anders als beim Kunstbein ist beim Kunstarm die Befestigung am Körper an erster Stelle von Bedeutung. Sie muß sicher und zuverlässig sein und darf die Beweglichkeit erhaltener Gelenke nicht beschränken. Versuche, bei sehr langen Vorderarmstümpfen die erhaltene Pronations- und Supinationsmöglichkeit durch die Verwendung einer handbreiten Vorderarmmanschette auszunutzen, die auf der Streckfläche des Vorderarmes eine Metallplatte zur Befestigung der Ansatzstücke trägt, haben keine befriedigenden Ergebnisse gehabt. Es ist nötig, eine geeignete Riemenbefestigung mit einer zweiten Manschette vor dem Ellbogengelenk und Riemenbefestigung oberhalb der Epikondylen hinzuzufügen. Letztere Befestigung nach Art oder ähnlich der Neumannschen Befestigung hat sich überhaupt bei teilweisem Verlust des Vorderarms sehr gut bewährt. Für die Befestigung von Oberarmhülsen ist der Schulterträger, wie er von den Rota-Werken empfohlen wurde, sehr geeignet. Er wird zweckmäßigerweise, besonders bei kurzen Stümpfen, mit einem Rollenzug an der Innenseite des Oberarms, wie ihn Biesalski benutzt, verbunden. Um ein Abstehen der Lederhülse zu vermeiden, ist eine Befestigung des oberen äußeren Endes der Stumpfhülse am Schulterträger zu empfehlen. Bei sehr kurzen Stümpfen, an denen sich eine Stumpfhülse nicht mehr befestigen und die Beweglichkeit des Schultergelenks nicht ausnutzen läßt, bleibt nur die Verwen-



dung einer gewalkten Schulterkappe oder die sogenannte Kummetaufhängung übrig, die bei Exartikulationen in vielen Fällen Vorteile hat.

Die verlorenen Gelenke sind möglichst nach Maßgabe ihrer normalen Funktion zu ersetzen. Für das Handgelenk kommt ein Kugel-

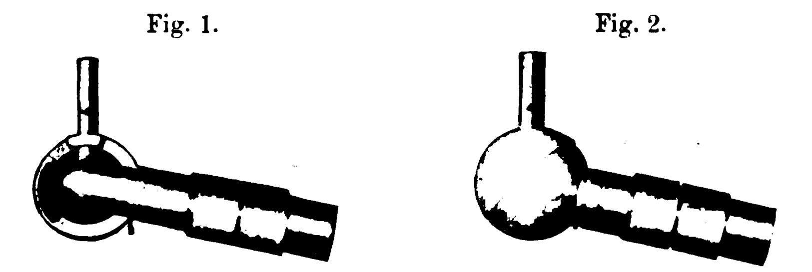
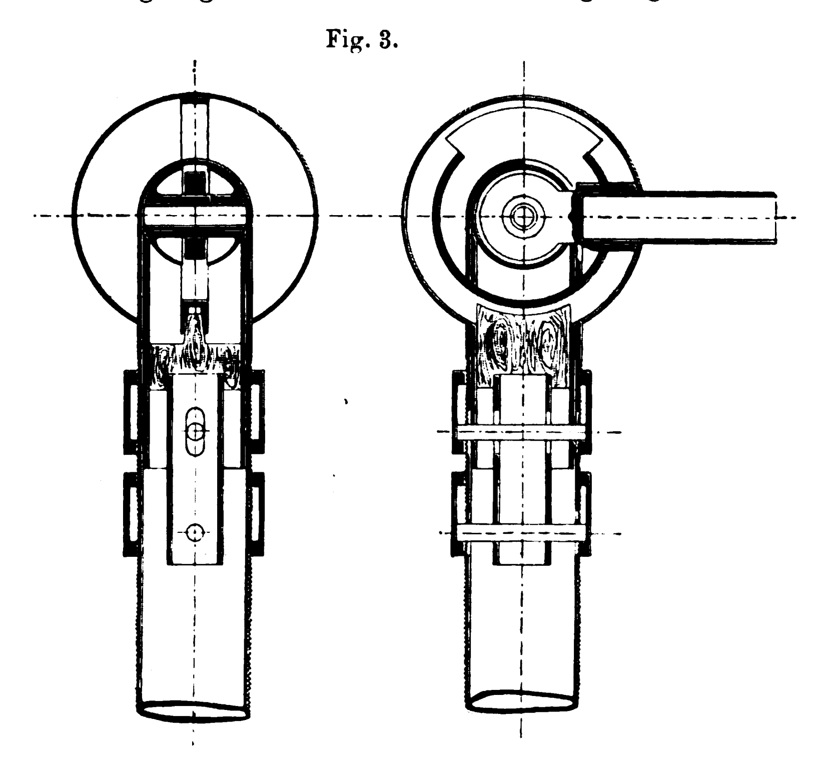


Fig. 1. Fig. 2.

gelenk mit einfacher Feststellvorrichtung in Betracht. Die Handgelenke von J a g e n b e r g und R o t a erfüllen ihren Zweck, wenn auch hier und da über nicht genügend sichere Feststellbarkeit geklagt wird. Nur

Fig. 3.

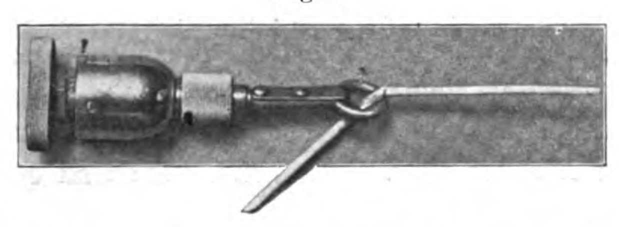


bei sehr langen Stümpfen kann Verzicht auf ein Handgelenk oder eine scharnierähnliche Ausbildung derselben in Frage kommen. Als Ersatz für das Ellbogengelenk sind einfachste, solideste Konstruktionen mit zuverlässigen Feststellvorrichtungen erforderlich. Kugelgelenke sind



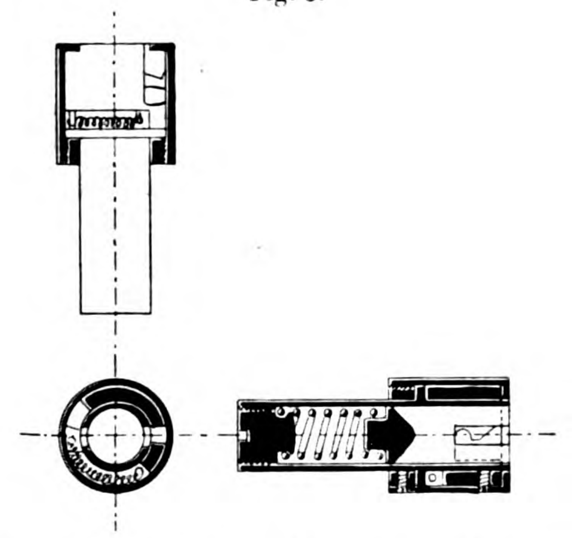
hier nur dann zweckmäßig, wenn Sichel- und ugebewegungen im Ellbogengelenk für sich feststellbar sind, und in einfacher Weise mit je einem Griff, ohne fremde Hilfe und ohne ıstützen des Arbeitsarmes. Bei langen Oberarmstümpfe und be r kurzen und wenig

Fig. 4.



beweglichen Vorderarmstümpfen muß zuweilen unter Verzicht auf die Ausführbarkeit einer Sichelbewegung, die sich mit einem großen Führungsring nicht glatt genug ermöglichen läßt, ein einfaches Scharniergelenk mit Feststellvorrichtung genommen werden. Wenn das Schultergelenk zu ersetzen ist, so ist am zweckmäßigsten ein Kugelgelenk mit einfacher Feststellvorrichtung (R o t a), das möglichst nahe an die normale Gelenkstelle herangerückt wird. In vielen Fällen kann jedoch ohne Beeinträchtigung der praktischen Verwendbarkeit des Arbeits-

Fig. 5.



arms auf Ersatz eines verlorenen Schultergelenks verzichtet werden, da die aktive Bewegung der ganzen Schulter, auch bei Exartikulation, für Arbeitszwecke meist ausreicht.

Die Schienenführung bei dem Arbeitsarm wird nach meinen Erfahrungen zweckmäßigerweise nur im Bereich der Lederhülse doppelt

genommen. Im allgemeinen empfiehlt es sich, eine rohrartige Verbindung zwischen je zwei künstlichen Gelenken einzufügen.

An Stellvorrichtungen kommen Stellräder (Rota, Jagenberg), die gut und sicher zu handhaben sind, Stellmuffen (Rota), sowie Schnapp- und Schraubverschlüsse verschiedener Art zur Verwendung. Nötig ist, daß die Stellvorrichtungen derart angeordnet werden, daß sie gut, bequem, ohne fremde Hilfe und ohne Aufstützen des Arbeitsarmes betätigt werden können.

Neben sehr einfachen eigenen Modellen, die sich z. B. für landwirtschaftliche Arbeiter als vollkommen ausreichend erwiesen haben,

Fig. 6.



Fig. 7.



sind die bekannten Arbeitsarme von Rota, Jagenberg, Luer, Siemens-Schuckert, Rath und der Egararm in dem Berufsübungslazarett Technische Lehranstalten in Offenbach a. M. praktisch erprobt. Auch wird hier an neuen Modellen gearbeitet. Eines derselben stammt von Oberleutnant Hinkel, kommandiert als Ingenieur zum Reservelazarett. Er suchte schon vor einigen Monaten das Prinzip der Cardaniaufhängung bei der Konstruktion des Ellbogengelenks zu verwerten, das auch der jetzt bekannt gewordene Tannenbergarm benutzt. Es zeigte sich, daß es zweckmäßig ist, die Gelenke für die Sichel- und Beugebewegung in eine Ebene zu lagern und den Schwerpunkt des Ersatzgliedes möglichst nahe an das Ellbogengelenk heranzulegen. Das Modell liegt vor und ist unter Gebrauchsmusterschutz gestellt. Die Arbeiten wurden leider durch die erneute Verwendung des genannten

Offiziers im Frontdienst unterbrochen. Inzwischen hat, auf den erwähnten Grundsätzen aufbauend, Leutnant Gabriel — kommandiert als Ingenieur zum Reservelazarett — ein zweites Modell anfertigen lassen, von dem Abbildungen und Konstruktionszeichnungen beigefügt sind (Fig. 1, 2, 3).

Als allgemeine Forderungen für Arbeitsarme sind wohl zu stellen: möglichste Einfachheit, möglichst glatte und gute Form, bei aller Festigkeit möglichst geringes Gewicht, möglichst zweckmäßige Verteilung des Gewichts (Verlegung des für den Gebrauch in Betracht kommenden

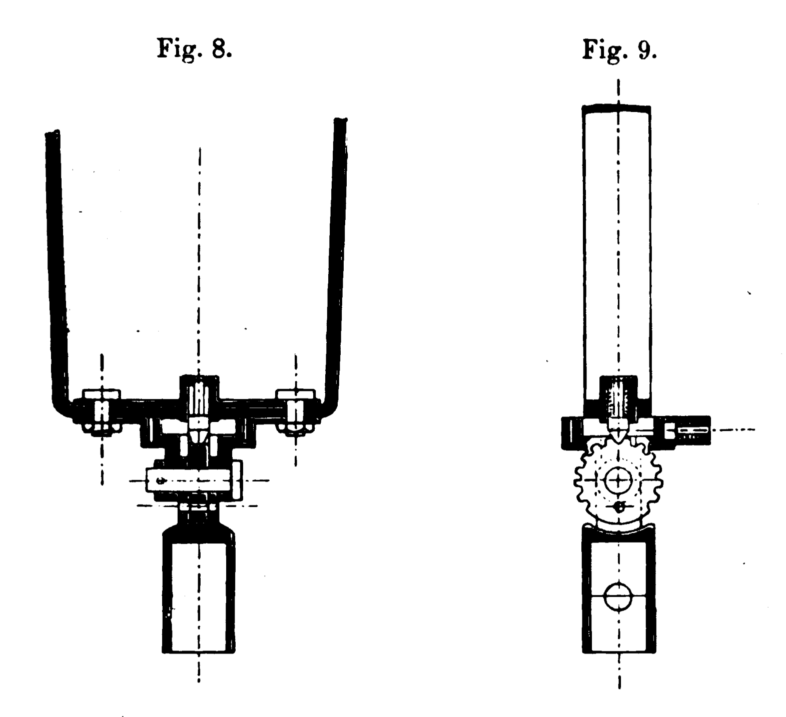


Fig. 8. Fig. 9.

Schwerpunktes in die Gegend des Ellbogengelenks) und schließlich gute Wetterbeständigkeit des künstlichen Armes bei allen, die durch ihren Beruf zur Arbeit im Freien gezwungen sind. Durch die außerordentlich dankenswerte Mitarbeit von Ingenieuren und insbesondere durch die Mitarbeit der Prüfstelle für künstliche Glieder in Charlottenburg sind wertvolle Fortschritte in der technischen Durchkonstruktion gemacht. Es kann jedoch bis jetzt keiner der bekannten Arbeitsarme als die ideale Lösung der Aufgabe bezeichnet werden. Durchaus brauchbar sind die Handgelenke von Rota und Jagenberg. Das beste Ellbogengelenk hat der Siemens-Schuckert-Arm, wenn es auch nicht über den rechten Winkel zu beugen ist. Ob sich freilich dieser Arm, der über der Kleidung getragen werden muß, für Landwirte, Strecken-




Fig. 10.


Fig. 11.

arbeiter und Hilfsarbeiter, die im Freien arbeiten müssen, wirklich eignet, steht dahin. Der Luerarm ist nicht glatt genug; er hat zu viele Vorsprünge, an denen die Kleidung hängen bleibt, und seine doppelte Feststellvorrichtung ist der gewöhnlichen Arbeitsbelastung nicht hinlänglich gewachsen. Der Egararm ist nicht geeignet; sein Ellbogengelenk hat zu viel Reibung. Das neue Modell Offenbach ist noch nicht hinlänglich erprobt. In der Werkstatt arbeiten z. B. die Schreiner gut mit dem Siemens-Schuckert-Arm; trotzdem konnte die Beschaffung dieses Armes bisher nicht befürwortet werden, da sich eine Kunsthand, wie es die Bestimmungen erfordern, am Siemens-Schuckert-Arm nicht anbringen läßt. Ich gebe deshalb, wenn es sich um Ellbogen- und um Schultergelenkersatz handelt, hauptsächlich Rota-Arme und bin, unter den oben gegebenen Vorbehalten,


Fig. 12.

mit ihnen zufrieden. Eine sorgfältige Auswahl des Modells je nach Arbeitsverrichtung und Stumpfbeschaffenheit ist freilich unbedingt erforderlich. Ob der Rota-Arm die Forderung der Wetterbeständigkeit erfüllen wird, erscheint noch nicht sicher.

Von großer Bedeutung ist die richtige und passende Auswahl der Ansatzstücke und ihre zweckmäßige Befestigung am Arbeitsarm. Ring und Haken in ihren verschiedensten Formen sind überall dort,

Fig. 13.



Fig. 14.



wo es sich um das Tragen von Lasten und Kraftleistungen handelt, immer noch die wertvollsten Hilfsmittel. Ihnen schließen sich die Kellerhand und ihre verschiedenen Modifikationen an, bei denen die Klemmwirkung zwischen Metall, Holz und Riemen die Leistungsfähigkeit eines breiten Hakens ergänzt, die feste ovale Lederschlaufe und schließlich die durch Riemenklemme verstellbare Lederschlaufe nach Luer, die sehr beliebt und auch recht geeignet ist, wenn sie zuverlässig hält. Es ist wichtig, daß der Armamputierte seine Arbeitsgeräte in das Ansatzstück des Armes nur hineinzuschieben braucht, um sie halten zu können. Das Greifgerät von Rota, die Rossetklaue, die

gewöhnliche Greifklaue und andere ähnliche Vorrichtungen haben den Nachteil, daß besondere Handgriffe zur Befestigung des Arbeitsgeräts in diesen Arbeitsansätzen nötig sind. Sehr erwünscht wäre eine automatisch wirkende Klemmvorrichtung. Besonders glücklich ist die Frage der Ansatzstücke beim Siemens-Schuckert-Arm gelöst, dessen kleiner Kugelknopf in die napfförmigen Ansatzstücke, die an den Werkzeugen

Fig. 15.



Fig. 16.



befestigt werden, eingreift. Ich lasse diese Ansatzstücke sehr gern benutzen. Im allgemeinen ist auch bei den Ansatzstücken die größte Einfachheit am zweckmäßigsten. Für einzelne besondere Fälle werden immer besondere Konstruktionen nötig werden. Praktisch sind die verschiedenen Vorrichtungen zum Nageln (auch der Magnet). Bewährt hat sich ein hier angegebener einfacher Ansatz zum Reben- und Rosenbinden (Fig. 4).

Ich habe besonders darauf Wert gelegt, daß auch die Ansätze ebenso wie die Arbeitsarme selbst möglichst leicht konstruiert werden.

Hohlringe und Hohlhaken aus bestem Material wurden seither gerne benutzt.

Die Befestigung der Ansätze am Arbeitsarm wird gewöhnlich durch einen Schraubverschluß bewirkt. Hier hat sich ein von Oberleutnant Hinkel — als Ingenieur kommandiert zum Reservelazarett Offenbach — angegebener Schnappverschluß sehr bewährt. Das Ansatzstück wird lediglich eingedrückt und hält dann fest (Konstruktion

Fig. 17.



Fig. 5). Eine besonders starke Belastung mit leichter Drehung löst den Verschluß, so daß diese Befestigung eine gewisse Sicherheit gegen Unfälle bei Maschinen bieten kann.

Nach den Verfügungen der Medizinalabteilung des Kriegsministeriums sind den Arbeitsarmen Kunsthände beizugeben. Die Kunsthand muß richtig gebaut sein: Zeige- und Mittelfinger in leichter Beugung feststehend, der Daumen mit kräftiger Feder beweglich, und zwar am besten nicht im Grundgelenk, sondern an der Stelle des Metakarpalgelenks (französisches Muster). Die Daumenkuppe muß Zeige- und Mittelfingerkuppe gleichmäßig berühren. Bei Beschaffung der

Kunsthand ist darauf zu achten, daß die Holzfaser längs läuft. Einlagen zur Verstärkung der Holzfinger sind zweckmäßig. Für jeden Fall ist die passende Handgröße zu wählen. Die Befestigung der Kunsthand am Arbeitsarm kann nur bei langen Vorderarmstümpfen gelegentlich Schwierigkeiten machen. Besonders bei Doppelamputierten ist es wichtig, daß die Kunsthand in gute radiale Beugung gebracht werden kann, damit sie trotz etwaiger Beugebehinderung im Ellbogengelenk zum Gesicht zu führen und das Eßgerät zum Mund zu bringen ist.

Fig. 18.



Fig. 19.



Die auf der beigefügten Skizze und Photographie erkennbare Konstruktion mit zwei senkrecht zueinander laufenden Zahnrädern, die durch Sperrbolzen arretiert, aber nicht fest fixiert werden, ist für Doppelamputierte zu empfehlen (Fig. 6, 7, 8, 9).

Außerordentlich erwünscht ist in bestimmten Fällen, auch bei Amputierten aus dem Arbeiterstande, eine aktive Beweglichkeit des künstlichen Daumens. Die übliche Kraftübertragung mit Zug und Hebel begegnet zuweilen nicht unerheblichen konstruktiven Schwierigkeiten. Auf Vorschlag von Oberleutnant Ingenieur Hinkel ist in einigen Fällen der sogenannte Bowdenzug benutzt, dessen Anordnung einige Bilder zeigen (Fig. 10, 11, 12, 13, 14). Er hat den großen

Vorteil, daß er auch bei Verschiebung der Stützpunkte, z. B. bei Drehung des Vorderarms um seine Achse, noch wirksam bleibt.

Ich lasse die Kunsthand in geeigneten Fällen mit einem Traghaken und öfters mit einer Vorrichtung zum Festhalten von Gabel, Löffel und Messer ausstatten. Die meisten Armamputierten haben den berechtigten Wunsch, daß der erlittene Verlust in geeigneter Weise verdeckt wird. Das läßt sich bei einem gutsitzenden Arbeitsarm im allgemeinen viel besser machen, als das bei dem früher üblichen Schmuckarm mög-

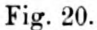


Fig. 20.



lich war. An die Kunsthand kommt eine Leder- oder Stoffmanschette. Die Ellbogengegend kann durch Lederhülsen, die in geeigneter Weise zur Handhabung der Stellvorrichtungen gelocht sind, eine gute Form erhalten. Noch besser ist ein Aermelfutter, wie es von den Rota-Werken angefertigt wird.

In jedem Fall ist es nötig, daß auch der Gebrauch der Kunsthand zum Essen und zu allen möglichen anderen Verrichtungen in zweckmäßiger Weise und unter Anleitung geübt wird.

Nur selten ist die Anlegung eines künstlichen Arms unmöglich. In einem von mir beobachteten Fall, in dem bei hoher Amputation des linken Arms Stumpf, Brust- und Schultergegend mit zahllosen

druckempfindlichen, zum Teil keloidartigen Narben bedeckt war, wurde auch der leichteste Druck nicht vertragen.

Die Benutzung des Armstumpfes selbst zur Arbeit und die Arbeit ohne Armersatz wird zwar gezeigt und geübt, findet aber im allgemeinen sehr wenig Anklang; meist suchten sich die betreffenden Amputierten rasch irgendwelche Umhüllungen für den Armstumpf. Die beigegebenen, im Reservelazarett Offenbach aufgenommenen Photographien zeigen, in Ergänzung der früher von Biesalski veröffentlichten Abbildungen, wie das Arbeiten ohne Arbeitsarm auch außerhalb der Werkstätte geübt werden kann (Fig. 15, 16, 17, 18, 19, 20). Praktisch ist es aber jedenfalls richtig, daß man mit einem Arbeitsarm arbeiten läßt.

Landesrat Horion hat auf der Kölner Tagung des Reichsausschusses für Kriegsbeschädigtenfürsorge überraschende Mitteilungen über das Ergebnis einer Umfrage bezüglich der dauernden Benutzung gewährter Kunst- und Arbeitsarme gemacht. Auch von anderer Seite ist bestätigt, daß zahlreiche Armamputierte ihre Ersatzglieder bald nach der Entlassung aus dem Militärverhältnis abgelegt und nicht weiter benutzt haben. Den Grund hierfür kann ich nur darin sehen, daß die betreffenden Amputierten entweder ungeeignete Modelle erhalten hatten oder vor der Entlassung nicht genügend im Gebrauch des Arbeitsarmes geschult waren oder nach der Entlassung an eine Arbeit kamen, bei der ihnen der künstliche Arm keinen Vorteil bot oder bieten konnte. Hieraus ergibt sich mit zwingender Notwendigkeit, daß im Lazarett eine ausgiebige Schulung im Gebrauch der Arbeitsarme erfolgen muß, daß Arbeitsarme, die etwa nachträglich ohne Anleitung gewährt werden, ihren Zweck nicht erfüllen können, daß der Arbeitsarm dem Beruf des einzelnen entsprechend gewählt werden muß, und daß gerade für die Amputierten militärische und bürgerliche Fürsorge durchaus Hand in Hand gehen müssen, damit schon im Lazarett Klärung darüber geschaffen werden kann, wo und wie der Armamputierte später sein Brot verdienen wird. Erst wenn diese Voraussetzungen erfüllt sind, werden die orthopädischen Maßnahmen allgemein ihren Zweck erreichen; dann erst werden die Fortschritte der Technik unseren Armamputierten wirklich in vollem Umfang zugute kommen.



XIII.

Bein- und Armersatz im Kgl. Orthopädischen Reservelazarett zu Nürnberg.

Von

Stabsarzt Dr. **Adolf Silberstein,**

Chefarzt des Krankenhauses Hasenheide-Berlin, z. Z. leitender Arzt des Kgl. Orthopädischen Reservelazaretts Nürnberg.

Mit 16 Abbildungen und einem Auszug aus den Mitteilungen über den Arbeitsarm der Siemens-Schuckert-Werke, Nürnberg.

Im Kgl. Orthopädischen Reservelazarett zu Nürnberg wurde frühzeitig der Gedanke einheitlicher Sammlung der Amputierten des III. bayerischen Armeekorps durchgeführt. Nur bei dem so außerordentlich großen Material der Sammellazarette ist es möglich, in kurzer Frist, wie es die Zeitlage gebietet, Erfahrungen zu sammeln und diese nutzbringend baldmöglichst anzuwenden. Abschließende Urteile zu fällen, wird zurzeit kaum möglich sein. Die folgende Schilderung kann daher nur den Anspruch eines Augenblicksbildes erheben. Ich beschränke mich darauf, eine knappe Schilderung des im orthopädischen Reservelazarett Nürnberg geübten Verfahrens wiederzugeben.

A. Beinersatz.

Sobald wie möglich erhält der Amputierte ein Lazarettbein, das ursprünglich als „erstes Kunstbein" (Modell I) den Amputierten mitgegeben wurde. Eine eingehende Beschreibung findet sich in der Arbeit „Ergebnisse der Kriegsinvalidenfürsorge im Kgl. Orthopädischen Reservelazarett Nürnberg". Verlag Kabitzsch, Würzburg 1916.

Das Lazarettbein unterscheidet sich von diesem „ersten Kunstbein" lediglich in dem Material der Hülse sowie darin, daß die einzelnen Teile eines Oberschenkellazarettbeines, Knie, Wade, Fuß, lediglich der Größe entsprechend zusammengestellt werden.

Das Kniestück besteht aus einer Holzkapsel, die aus Erlenholz gefertigt ist. Es entspricht den äußeren Formen des Knies. Es ist kein Unterschied, ob es sich um ein rechtes oder linkes Kniegelenk handelt. An der Oberschenkelseite ist das Kniestück schalenförmig vertieft. Zur Aufnahme des Unterschenkelteiles ist das Kniestück mit einem 3 cm breiten, 7 cm hohen sagittalen Ausschnitt versehen. Ein Querbolzen, dessen Achse nach hinten verlagert ist, stellt die Verbindung zwischen dem Knieteil und dem Unterschenkelteil her. Die Achse gestattet die Bewegung im Sinne der Beugung und Streckung. Zur Verminderung der Reibung zwischen diesen beiden Teilen sowie zur Verhinderung der frühzeitigen Abnutzung ist diese Achse mit einer Fiberbüchse versehen. Außerdem sind noch an beiden Seiten des Ausschnittes am Kniestück weiche Lederscheiben angeklebt. Am Gelenkteil des Unterschenkels ist eine Einkerbung vorgesehen, die als Anschlag dient, um eine Ueberstreckung des Unterschenkels zu verhindern.

Der Kern des Wadenteils (Zwischenstück vom Knie- bis zum Knöchelgelenk) besteht aus ausgeschnittenem Buchenholz, es ist 26 mm stark. Beiderseits aufgeleimt finden sich der Wadenform entsprechend Pappelholzauflagen, die innen auf eine Stärke von etwa 1 cm ausgefräst sind.

Der Fuß besteht aus Lindenholz. Er entspricht der Form eines gewöhnlichen Stiefelleistens, der wie folgt verändert ist: zur Aufnahme des Unterschenkelteiles findet sich ein rechteckiger Kasten von $2^1/_2$ cm Breite, 6 cm Länge und 6 cm Tiefe. Die Verbindung mit dem Unterschenkelteil geschieht durch einen Stahlbolzen, der in einer Hartlederbüchse gelagert und mit einer Gewindemutter gut verschraubt ist. Störende übermäßige Bewegungsfreiheit ist vermieden. Um die Abwicklung der Sohle zu ermöglichen, ist der Fuß in der Gegend der Zehengelenke durchschnitten, an der Sohle mit einer Scharnierverbindung und zur selbsttätigen Streckung mit einer Spiralfeder versehen. Der dorsale Einschnitt sowie die Fußsohle sind mit Leder überdeckt; für Landwirte kommt der Dollingerfuß zur Anwendung.

Dem Knieteil werden seitliche Schienen hinzugefügt, die Außenschiene wird, falls es die Stumpfverhältnisse erfordern, mit einem beweglichen Beckengurt verbunden. Die Anpassung erfolgt in der gleichen Weise, wie sie beim Anlegen der Spitzyschen Behelfsglieder üblich ist.

Auf die Einzelheiten brauche ich hier nicht einzugehen; alle Vorschriften, die beim Anlegen der Spitzyschen Behelfsbeine befolgt werden, kommen naturgemäß gleichfalls zur Anwendung.

Die Gipshülse wird, nachdem sie getrocknet ist, gepolstert und mit einer Schnürvorrichtung versehen. Auf jede Feststellung des Kniegelenkes, auf Gummizug u. dgl. wird grundsätzlich verzichtet.

Fig. 1.



Fig. 2.



Sinngemäß verwenden wir bei den Unterschenkelamputierten die mit Gipshülsen versehenen Teile des Modells I für Unterschenkelamputierte.

Die Lazarettbeine sind etwas schwerer als die gebräuchlichen Spitzyschen Behelfsbeine. Ich erblicke jedoch darin keinen Nachteil. Daß unsere Lazarettbeine kosmetischer sind, mag nicht übermäßig in Betracht kommen, wiewohl das Vertrauen des Amputierten zu seinem Beinersatz oft von Aeußerlichkeiten abhängt, die wir nicht ganz vernachlässigen dürfen, da sie die Energie bei den Gehversuchen wesentlich steigern. Wir stellen die Amputierten gleich von Anbeginn

vor die schwerere Aufgabe, mit einem Beinersatz, der dem Gewicht des Kunstbeines nahekommt, ohne Behelfe (Feststellung, Gummizug usw.) zu gehen. Hat der Amputierte sich einmal dieser Aufgabe gewachsen gezeigt, so wird er um so eher sich an den Gebrauch des Kunstbeines gewöhnen. Es ist ferner von Bedeutung, den Amputierten so früh wie möglich an den „Sohlengang" zu gewöhnen, das fehlerhafte Auf-

Fig. 3.



Fig. 4.



stoßen mit der Fußspitze fällt fort, wenn der Amputierte von Anbeginn auf die Fußspitze beim Gehen die erforderliche Rücksicht nehmen muß.

Wenn man die Stelze — nicht immer ganz berechtigt — in jedem Falle verworfen hat in der Auffassung, daß die Fehler des Stelzganges späterhin beim Gebrauch des Kunstbeines nie ganz abgelegt werden, dann soll man auch die weitere Konsequenz ziehen und das Stampfen, das mit Spitzyschienen unvermeidlich ist, dem Prothesenträger nicht erst angewöhnen.

Die Fig. 1—4 bedürfen keiner weiteren Erläuterung.

Als erstes Kunstbein geben wir das folgende Modell II, das eine Vervollkommnung unseres ersten Modells darstellt (Fig. 5 u. 6).

Der Fuß ist aus Lindenholz gefertigt mit einem Fersenbelag aus Filz und einer Fiberkappe, die das Sprunggelenk von vorne deckt. Der Fuß ist mit zwei kurzen Schienchen mit dem Unterschenkel verbunden. Im Sprunggelenk findet sich eine Stahlachse, in der ein horizontal gelagerter Bolzen läuft. Vor und hinter dem Bolzen finden sich zwei starke Spiralfedern, die in Führungen laufen. Der Fuß ist ferner mit einem Zehengelenk versehen, wie es allgemein bei den bekannten

Fig. 5.

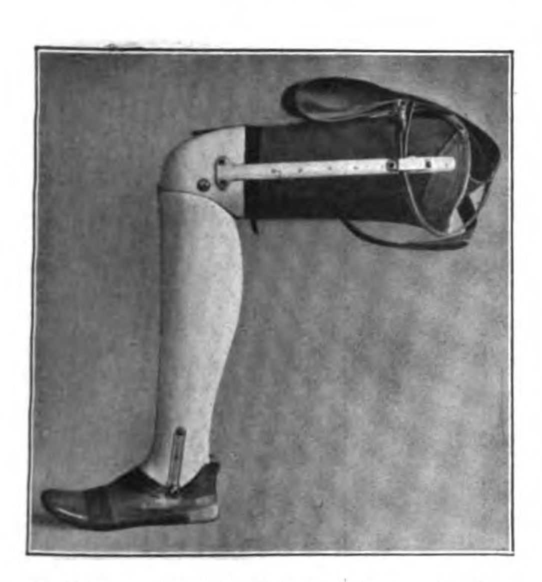
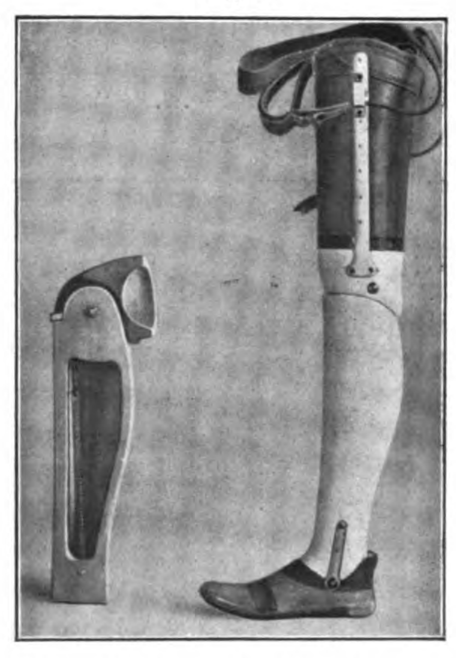


Fig. 6.



Modellen üblich ist (Keilausschnitt mit Spiralfederung). Eine Lederschutzkappe schließt das Sprunggelenk nach hinten ab.

Der Unterschenkel ist ebenfalls aus Holz gefertigt, aus drei Teilen zusammengesetzt, und zwar sind die beiden äußeren Backen, die der Wadenform entsprechen, aus zähem Lindenholz, während das Mittelstück, in dem die Knieachse läuft, aus hartem Buchenholz besteht. Die beiden Backen sind bis auf 10 mm Wandstärke ausgehöhlt. Auch das Mittelstück ist auf die gleiche Wandstärke ausgeschnitten. Dieses Mittelstück hat ausschließlich die Belastung zu tragen. Die Backen sind zur Aufnahme des Kniestückes mit einem Kugelfräser ausgefräst.

Das Kniestück besteht aus Erlenholz. Es ist in der Mitte mit einem $2^1/_2$ cm breiten Längseinschnitt versehen. Durch die Mitte des

Kniestücks läuft in horizontaler Richtung die Bohrung für den Kniebolzen, der in einem Fiberrohr gelagert ist, um das frühzeitige Abnutzen zu verhindern. Er wird durch zwei Schrauben festgehalten. Durch eine in dem Hohlraum des Unterschenkels angebrachte Spiralzugfeder wird der Unterschenkel beim Gehen nach vorwärts geschleudert. Nach dem Sprunggelenk zu ist die Feder durch die obere Schraube der kleinen Seitenschienen befestigt, die den Fuß mit dem Unterschenkel verbinden. Sie endet in einer Oese, die mit einer starken Darmsaite

Fig. 7.



Fig. 8.



an der oberen Rückwand des Längseinschnittes des Kniestückes eingehängt wird. Die Darmsaite läuft in einer auspolierten Rinne, die im Knieteil des Mittelstücks des Unterschenkels angebracht ist. Die Feder kann jederzeit ausgehängt und erneuert werden.

Die Art des Berufes bzw. die Beschaffenheit des Stumpfes gibt die Indikation für die Feststellvorrichtung im Kniegelenk. Im Kniestück befindet sich in vertikaler Richtung verlaufend ein Führungsrohr zur Aufnahme eines Bolzens, der durch eine Spiraldruckfeder abwärts geschoben werden kann, so daß er Aufnahme findet in einem zweiten Führungsrohr, das sich in der äußeren Backe des Unterschenkels befindet. Die Feststellvorrichtung läuft hinter der exzentrisch ge-

lagerten Achse des Kniegelenks. Der zur Aufnahme des Stumpfes dienende Ledertrichter wird nach Gipsabguß gewalkt. Die Lederhülse wird mit einem Stahlring auf das Kniestück aufgepreßt, zwei seitliche Schienen vervollständigen die Verbindung mit dem Kniestück.

Die Befestigung des Kunstbeines am Körper geschieht durch einen Träger, der mit einer Rollenzugvorrichtung in Verbindung gebracht wird, bei kurzen Stümpfen mit einem Beckengürtel.

Die Holzteile sind mit einem fleischfarbigen Lacküberzug versehen.

Fig. 9.



Fig. 10.



Das Kunstbein für Unterschenkelamputierte hat dieselbe Fußkonstruktion wie das vorbeschriebene (Fig. 7 u. 8).

Der Stumpf findet Aufnahme in einer Lederhülse.

Die Verbindung des Holzfußes mit dem Unterschenkeltrichter und der Oberschenkelmanschette geschieht mit seitlichen Stahlschienen, die im Knie- und Sprunggelenk beweglich sind. Die Oberschenkelmanschette ist aus kräftigem Segeltuch hergestellt.

In jüngster Zeit haben wir mit einem Kunstbein Versuche angestellt, das gegenüber den bisher bekannten zunächst den außerordentlichen Vorteil auffallender Leichtigkeit besitzt (Fig. 9—12). Soweit bisher ein Urteil darüber gefällt werden kann, scheint es sich durch-

aus zu bewähren. Das Wesentliche des Verfahrens bei der Herstellung des Kunstbeins ist eine neue Technik in der Präparation des Leders.

Das Kunstbein wird aus ungegerbter Rindshaut gefertigt. Die Häute werden, nachdem sie enthaart sind, in eine Lösung gebracht, ein Verfahren, für das die Firma Ernst Thomas & August Haygis, Nürnberg, einen Patentschutz erlangt hat. Das Verfahren hat den

Fig. 11.



Fig. 12.



Zweck, das Gewicht der Rindshaut etwa auf die Hälfte gegenüber dem Gewicht einer gegerbten Haut herabzusetzen. Die Rindshaut ist nach diesem Verfahren zunächst außerordentlich weich. Sie wird über ein Holzmodell gewalkt und im Ofen langsam getrocknet. Nunmehr werden die erforderlichen Näharbeiten vorgenommen. Nach der Trocknung hat die Rindshaut bereits einen erhöhten Grad von Festigkeit erworben. Sodann werden die einzelnen Teile mit einer zweiten Lösung, die gleichfalls der Firma geschützt ist, bestrichen. Die Teile werden hierdurch außerordentlich widerstandsfähig und

wasserundurchlässig. Es folgt nun die Zusammensetzung der einzelnen Teile.

Die Gelenkvorrichtung des Knies besteht aus einer Querachse, die in einem Stahlrohr gelagert ist. Die Achse ist durchbohrt, sie enthält Konsistenzfett, das durch zwei Oeffnungen entleert wird. Die Achse ist nach hinten verlagert.

Die gleiche Anordnung ist für die Achse des Sprunggelenks vorgesehen.

8 cm unterhalb der Kniegelenkachse verläuft ein Querbolzen, der durch Seitenbänder mit der Kniegelenkachse verbunden ist.

Der Fuß besteht lediglich aus einem Lederschuh, der an der Grenze des vorderen und mittleren Drittels des Fußrückens einen keilförmigen Ausschnitt hat, so daß die Abbiegung der Fußspitze ausgeführt werden kann. Im vorderen Teil des Schuhbodens ist mit einer Schraube ein $2^1/_2$ cm breites Stahlband befestigt, das aus dem Schuh heraus vor der Sprunggelenkachse innerhalb der Unterschenkelröhre vor den beiden Querbolzen nach aufwärts verläuft und mit dem oberen Ende gegen die Kniekappe des Oberschenkels drückt. Dieses Band ist etwa wie die Feder eines starken Bruchbandes gearbeitet.

Der Gang kommt nunmehr auf folgende Weise zustande: beim Stehen ist das Band in leichter Ruhestellung, gespannt gegen die Kniekappe. Wird das Bein vom Boden abgehoben, so wird die Feder gespannt und dadurch die Fußspitze nach aufwärts geworfen; beim Auftreten tritt wieder eine Entspannung der Feder ein. Die Hülse, die den Stumpf aufnimmt, ist in der üblichen Weise gepolstert. Die Oberschenkelhülse ist an der Vorderseite eingeschnitten, mit drei Querriemen versehen, die es ermöglichen, einer Atrophie des Stumpfes zu folgen. Die übrige Befestigung geschieht durch Tragriemen, die über beide Schultern geführt sind, mit der üblichen Rollenführung an der Innenseite des Oberschenkels. Eine Feststellvorrichtung kann an der Außenseite des Oberschenkels angebracht werden. Das Gewicht des Beines schwankt zwischen $3^1/_2$ und 4 Pfund! Soweit es sich bisher beurteilen läßt, ist das Material außerordentlich dauerhaft. Die Stahlbandvorrichtung ist der Firma Thomas & Haygis gesetzlich geschützt.

Das Modell eines Kunstbeines, das den Vorzug besonderer Leichtigkeit besitzt, ist neuerdings aus den Werkstätten des Kgl. Orthopädischen Reservelazaretts hervorgegangen (Fig. 13, 14). Mit Rücksicht auf die Schwierigkeit, Leder in ausreichender Menge zu beschaffen, gelangt ausschließlich Furnier zur Verwendung. Das Furnier wird in vier



Lagen, und zwar in zwei Lagen senkrechter und zwei wagerechter Faserrichtung übereinandergeleimt und um den Gipsabguß gepreßt.

Der Leim wird zum Schutze gegen Feuchtigkeit mit Alaun vermischt.

Es werden so die Formen der Oberschenkelhülse, des Unterschenkelteiles sowie des Fußes hergestellt. Die Verbindung des Ober- und Unterschenkels im Kniegelenk geschieht durch leichte Stahl-

Fig. 13.

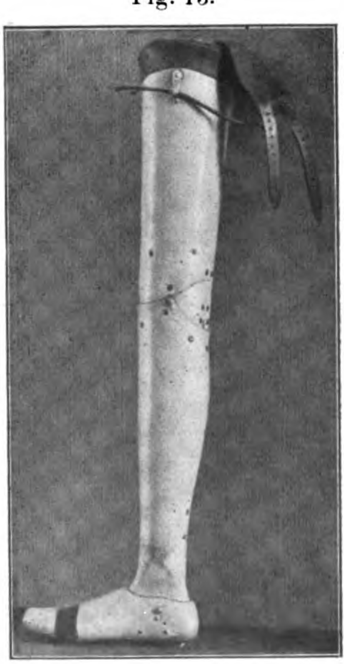
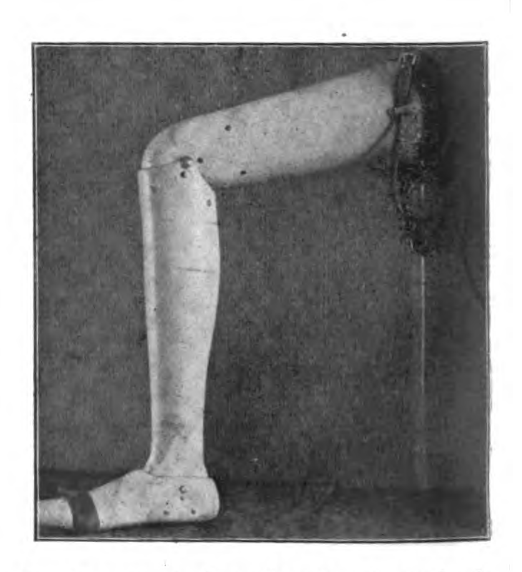


Fig. 14.



schienen, die in die Holzhülsen eingelassen sind und mit einem horizontal gelagerten Bolzen verbunden werden. Die Achse des Kniegelenks ist nach hinten verlagert. An den Seiten des Kniestücks findet sich ein Anschlag, der dem Träger einen festen Stand sichert, indem er ein Durchknicken nach vorn verhindert.

Die Feststellung geschieht durch einen Bolzen, der in einer Führungshülse senkrecht läuft und durch den Druck einer kleinen Feder in die Unterschenkelhülse geschoben wird. Das Vorschleudern des Unterschenkels bewirkt eine Zugspiralfeder, die vom Knieteil zur Sohle verläuft.

An den Seiten der Oberschenkelhülse ist eine Rollvorrichtung angebracht, in der das Traggerüst wie üblich gleitet.

Auf eine Polsterung der Stumpfhülse wird verzichtet.

Das Gewicht des Kunstbeines beträgt 3—3¾ Pfund. Die Materialkosten sind außerordentlich gering.

Das Herstellungsverfahren für Kunstbeine Unterschenkelamputierter ergibt sich hieraus ohne weiteres.

B. Armersatz.

Die Richtung der Friedenschirurgie, so konservativ wie möglich zu verfahren, hat dazu geführt, daß die Zahl der Amputierten, insbesondere der Armamputierten, für die die Beschaffung eines Gliedersatzes erforderlich wurde, eine außerordentlich geringfügige blieb. Selbst in Krankenhäusern mit erheblichem Unfallmaterial, in Knappschaftskrankenhäusern, ergab die Jahresstatistik nur eine verhältnismäßig geringe Anzahl von Verletzten, die sich einer Amputation zu unterziehen hatten. Der Einarmer, für den eine Prothese zu beschaffen war, die ihm eine, wenn auch nur bescheidene, Beschäftigungsmöglichkeit sichern sollte, war Demonstrationsobjekt. Armbeschädigte, die mit Hilfe von Ersatzgliedern sich zu betätigen imstande waren, mußten mit Laternen gesucht werden. Wohl gab es einige mit besonderer Energie begabte Invalide, die auf empirischem Wege sich Arbeitsbehelfsglieder zurechtzimmerten und damit verhältnismäßig leidliche Arbeit leisteten. Im großen und ganzen waren und blieben diese Leute unabhängig von den Erzeugnissen der Orthopädiemechanik wie der Technik überhaupt. Nur in einzelnen orthopädischen Anstalten, Krüppelanstalten, Unfallkrankenhäusern wandte man den Aufgaben, Verstümmelte zur Arbeit zu bewegen, erhöhtes Interesse zu. So gelang es, in einigen wenigen Anstalten in gemeinsamer Arbeit des Arztes und Mechanikers gewisse Aufgaben zu einer befriedigenden Lösung im Einzelfalle zu bringen.

Die Krüppel, denen man Arbeitshilfen beschaffte, wurden meist in der Orthopädiewerkstätte der Krüppelanstalt beschäftigt, sie fanden demnach in dem Betriebe, in dem sie tätig waren, die Vorbedingung für eine rücksichtsvolle Bewertung ihrer beschränkten Arbeitsfähigkeit. Keinem einzigen dieser Krüppel wurde zugemutet, sich Arbeit mit Hilfe der ihm gelieferten Prothese auf dem allgemeinen Arbeitsmarkt zu beschaffen. Das ist von außerordentlicher Bedeutung für die Beurteilung der Frage, ob der Weg, der für die Prothesenbeschaffung hier befolgt wurde, auch zu beschreiten war, wenn es sich um die Beschaffung von Arbeitsprothesen handelt, die einer so außerordentlichen



Zahl von Amputierten die Möglichkeit bieten soll, sich im allgemeinen Wirtschaftsleben wieder nutzbringend zu beschäftigen. Die individuelle Anpassung des Verstümmelten an den Gebrauch eines Armersatzes erforderte unendliche Geduld und Energie des Arztes, des Bandagisten sowie des Verstümmelten. Auf diese mühevolle Kleinarbeit müssen wir jetzt verzichten, da es zurzeit nur eine Forderung gibt, die Amputierten so rasch wie möglich wieder als arbeitsame Mitglieder der menschlichen Gesellschaft in den Betrieben unterzubringen. Gewiß erfordert auch jetzt die Einarbeit des Verstümmelten in den Beruf, den alten oder in geeigneten Fällen den neuen, ein erhebliches Maß von Geduld und Fleiß nicht nur seitens des Verletzten, sondern auch des Verfertigers der Prothesen bzw. des Arztes. Es kann sich jedoch bei all diesen Maßnahmen nicht mehr darum handeln, in jahrelangen Versuchen in gemeinsamer Arbeit von Arzt, Bandagist und Verstümmeltem, das für den Einzelfall Richtige herauszufinden und den Verstümmelten so zu einer gewissen Vervollkommnung zu führen, es müssen bei der erheblichen Anzahl der Verstümmelten, für die eiligst gesorgt werden muß, allgemeine Grundsätze sich finden lassen, die es mehr oder minder ermöglichen, gewissermaßen die Persönlichkeitsfrage auszuschalten, d. h. der Verstümmelte muß in den Stand gesetzt werden, sich die erforderlichen Fähigkeiten im Gebrauch eines Kunstarms anzueignen, auch wenn nicht der Arzt, dessen Obhut er anvertraut ist, ein besonderes Verständnis, eine besondere Neigung diesen Fragen entgegenbringt, bzw. wenn der von dem Arzt hinzugezogene Bandagist sich im allgemeinen nur auf Verfertigung katalogmäßiger Dutzendware versteht.

Die Lösung all dieser Fragen wäre gegeben, wenn wir heute bereits im Besitze des sog. Normalarmes wären, von dem man voraussetzen müßte, daß er allen Anforderungen, die man an einen Arbeitsarm zu stellen berechtigt ist, restlos genügt. Solange das nicht der Fall ist, und zurzeit kann davon noch keine Rede sein, kann es sich nur darum handeln, allgemeine Richtlinien aufzustellen, die nach dem Stande unserer gegenwärtigen Kenntnisse die Frage nach der Beschaffung geeigneter Arbeitsarme ihrer Lösung näher bringt. Selbst diese Richtlinien können nicht den Anspruch erheben, unabänderlich festzustehen, wir müssen damit rechnen, daß unter Umständen eine einzige neue Idee uns den Beweis liefert, daß der bisherige Weg ein Irrweg gewesen; wenn irgendwo, so müssen wir hier die Elastizität des Umlernens uns bewahren. Das eine jedoch scheint mir



festzustehen: in erster Linie ist und bleibt der Arzt berufen, sich praktisch an der Aufgabe zu beteiligen, einen Arbeitsarm zu beschaffen. Der Arzt soll die Forderungen stellen, die der Techniker zur praktischen Ausführung bringt. Der Arzt soll ferner die Einarbeit des Invaliden mit dem Kunstarm überwachen, er muß seine ganze Persönlichkeit einsetzen, um durch psychische Beeinflussung die Energie des Invaliden zu kräftigen, die erforderlich ist, um mit Hilfe eines Kunstarmes praktische Arbeit zu leisten. Daß diese Anleitung in den Militärlazaretten zu geschehen hat, in denen es möglich ist, mit Hilfe der Disziplin die Abneigung zu überwinden, die viele Kriegsdienstbeschädigte, eingestanden oder uneingestanden, der Benutzung von Behelfsgliedern entgegenbringen, habe ich an anderer Stelle eingehend erörtert. Ich habe ferner darauf hingewiesen, daß eine solche Einarbeit zweckmäßig in Sonderlazaretten stattfindet, die ausschließlich Amputierte aufnehmen, da das Beispiel der Fortgeschritteneren ein unentbehrlicher Hilfsfaktor ist im Unterricht der Einarmer. In diesem Amputiertenlazarett muß Gelegenheit zur Ausbildung in den Grundhandwerken gegeben sein, eine übermäßige Berufssonderung wird kaum erforderlich sein. Diesen Lazaretten muß eine Orthopädiewerkstatt angegliedert sein, zweckmäßig im Einvernehmen und unter tätiger Mitarbeit einzelner bewährter Bandagisten und Ingenieure des Standortes. Die individuelle Anpassung des Arbeitsarms, mag sie auch noch so wenig Arbeit erfordern, muß unbedingt durch einen Angehörigen des Orthopädiegewerbes erfolgen, will man nicht auf die Summe von Kenntnissen und Erfahrungen verzichten, die die ständige Fühlungnahme der Bandagisten mit den bandagenbedürftigen Kranken gezeitigt hat. Eine andere Frage ist, ob man bei der Konstruktion und Beschaffung der Prothesen sich in erster Linie oder gar ausschließlich an die Bandagisten wenden soll. Geht man, wie ich es getan habe, von der Voraussetzung aus, daß ein Arbeitsarm für Handwerker und Arbeiter — wohlgemerkt: nicht Kopfarbeiter — lediglich eine Maschine ist, so ergibt sich ohne weiteres, daß wir uns hier an die Ingenieure zu wenden haben, die in der Konstruktion von Maschinen bewandert sind. Ein solcher Arbeitsarm für Schwerarbeiter kann nicht mehr als „Bandage“ aufgefaßt werden. Lediglich die Verbindung dieser Maschine mit dem Körper nach Art einer Bandage, d. h. die Anpassung, führt uns dazu, die Hilfe des Bandagisten in Anspruch zu nehmen. Ich habe in der Arbeit „Ergebnisse der Kriegsinvalidenfürsorge im Kgl. Orthopädischen Reservelazarett Nürnberg“

ausdrücklich darauf hingewiesen, daß man sich außerordentlicher Vorteile begibt, wenn man auf empirischem Wege den letzten Geheimnissen moderner Technik nachspürt, die dem Bandagisten wie dem Arzt ein Buch mit sieben Siegeln sind, hier soll und muß der Techniker die Erfahrungen, die wir im Maschinenbau im allgemeinen in den letzten Jahrzehnten gewonnen haben, dieser neuen Aufgabe nutzbar machen. Dabei ist es für den Arzt wesentlich, eine gewisse Zurückhaltung auszuüben in bezug auf die Belehrung des Technikers, soweit anatomische wie physiologische Fragen in Betracht kommen. Ja, ich glaube, daß die durch keine medizinischen Sachkenntnisse getrübte Auffassung des Ingenieurs der ihm neuen Aufgabe eher von Nutzen als von Schaden sein kann; der Kardinalfehler, der bisher von Orthopädiemechanikern wie von Aerzten bei der Beschaffung von Arbeitsarmen — wohlgemerkt Arbeitsarmen sensu strictiori, nicht Kunstarmen der Kopfarbeiter — begangen wurde, ist der, daß die anatomischen und physiologischen Bedingungen des normalen Arms in getreuer Nachahmung auf den Arbeitsarm nach Möglichkeit übertragen werden sollten; nur wer sich vollkommen freigemacht hat von der Vorstellung, bei der Konstruktion eines Arbeitsarms einen den natürlichen Verhältnissen entsprechenden Arm zu schaffen, nur der konnte eine brauchbare Maschine liefern, mit der Schwerarbeiter in der Tat in der Lage sind, Arbeit im praktisch wirtschaftlichen Sinne zu leisten. Denn darauf kommt es in letzter Linie an, zu zeigen, daß ein Schreiner mit einem Kunstarm nicht nur die Hantierung eines Schreiners auszuüben vermag, es ist vor allem wesentlich, daß er wie jeder andere Schreiner die üblichen Arbeitsstunden hindurch mit seinem Arbeitsarm ohne wesentliche Einschränkung Arbeit zu leisten vermag.

Aufgabe des Arztes ist es, die Schulung des Einarmers zu überwachen bis zu dem Zeitpunkt, an dem der Einarmer den Beweis geliefert hat, daß er psychisch und physisch imstande ist, mit Hilfe der ihm gegebenen Prothese die ihm verbliebene Arbeitsfähigkeit voll auszunutzen. Wir dürfen nie vergessen, daß es sich in allen diesen Fällen um Invalide handelt, die vor nicht allzulanger Zeit schwere Eingriffe, wie die Amputation, die Nachbehandlung usw., über sich ergehen lassen mußten, daß es sich also um Kranke, im günstigsten Falle um Genesende handelt, die ihre Ratschläge in erster Linie von ihrem Arzt und nicht von einem Techniker erwarten. Immer wieder muß auf die Notwendigkeit ärztlicher psychischer Beeinflussung hingewiesen werden; das kann sich mit den Jahren ändern, etwa bei späterer Neubeschaffung, zurzeit

darf aber der Arzt bei der Prüfung der Frage, welche Prothese zweckmäßig und geeignet ist, dem Einarmer nicht fehlen.

Man kann darüber streiten, ob die Zukunft des Armersatzes sich in der Richtung des Carnesarmes bewegt, d. h. eines Armes, der dem menschlichen Arm in anatomischer und physiologischer Beziehung nahe verwandt ist. Für Kopfarbeiter ist das wohl zweifellos der Fall. Bevor diese Frage technisch ihre restlose Lösung gefunden hat, wird

Fig. 15.



Fig. 16.



es sich nicht vermeiden lassen, in vielen Fällen dem Armamputierten neben einem Arbeitsarm einen Schmuckarm zu gewähren, der um so einfacher in bezug auf Material usw. gehalten werden kann, je geringer der Nutzeffekt ist, der von ihm erwartet wird. Die in meiner letzten Arbeit beschriebenen Schmuckarme der Firma Heinrich Handwerck, Waltershausen, sind in der Zwischenzeit wesentlich vervollkommnet worden. Sie haben den Vorteil außerordentlicher Leichtigkeit, bequemer Anpassung und fabrikmäßiger Herstellung Die Firma Walb, Nürnberg, die den Generalvertrieb übernommen hat, hält die einzelnen Teile, die leicht zusammenzustellen sind, vorrätig. Ich

halte sie als Ergänzungsarme für einen Arbeitsarm für eine durchaus willkommene Bereicherung unseres orthopädischen Rüstwerks. Die Fig. 15—16 erübrigen eine nähere Beschreibung.

Den amputierten Handwerkern und Landwirten geben wir die Arbeitsarme, die sich bisher allgemein als brauchbar bewährt haben. Soweit der Siemens-Schuckert-Arbeitsarm für die einzelnen Berufsarten bereits durchgebildet ist, verwenden wir ihn. Den Ausführungen in meiner Arbeit über die „Ergebnisse der Kriegsinvalidenfürsorge im Kgl. Orthopädischen Reservelazarett Nürnberg“ möchte ich heute mit Genehmigung der Siemens-Schuckert-Werke einen Auszug aus einem Heft hinzufügen, das die Siemens-Schuckert-Werke den Trägern der Siemens-Schuckert-Arbeitsarme mit auf den Weg geben. Ich verzichte hierbei absichtlich auf eine erneute Darstellung.

Hervorheben möchte ich jedoch einige Gedanken, mit denen ich seinerzeit an die Siemens-Schuckert-Werke herantrat. Ich ging davon aus, daß der Arbeitsarm lediglich zur Arbeit benutzt und nicht gleichzeitig als kosmetischer Ersatzarm in Frage komme. (Nach einem Kriegsministerialerlaß ist es gerechtfertigt, als Ergänzung eines Arbeitsarmes dem Amputierten einen sog. Sonntagsarm in all den Fällen zu geben, in denen der Arbeitsarm nicht zugleich Schmuckarm ist.) Ich ging ferner von dem Gedanken aus, daß der Arm über der Kleidung getragen werden solle, sowie daß die Kraftübertragung nach Möglichkeit auf die Schulter erfolgen soll, ferner daß der Gliedrest, soweit irgend möglich, von jeder beengenden Bandage freigelassen wird, um ihn ausgiebig für Bewegungen des Arbeitsarms heranziehen zu können.

Ueber die Richtlinien der Konstruktion des Siemens-Schuckert-Arms enthalten die Mitteilungen der Siemens-Schuckert-Werke (Nürnberger Werk) das Folgende:

Auszug aus den Mitteilungen über den Arbeitsarm der Siemens-Schuckert-Werke (Nürnberger Werk) für kriegsbeschädigte Handwerker und Arbeiter.

Der schildartige, zurzeit in einer Größe gelieferte Schulterring *1* (vgl. die Abb. 1—3, Seite 368 u. 369) wird durch Auspolstern, das gleichzeitig Druckstellen vermeidet, der Schulter angepaßt. Dabei ist zu beachten, daß kein genaues Anpassen wie bei dem sonst üblichen Lederstulpen usw. erforderlich ist. Im allgemeinen genügt das mitgelieferte Polster *3* unter Hinzufügen einer gleich einfach herzustellenden geringen

Auspolsterung auf der unteren Ringhälfte. Nur bei größerer Abweichung von einer mittleren Normalfigur muß die Polsterung auch der oberen Ringhälfte geändert werden.

Der Schulterring wird durch die Gurte mit Lederbesatz *38*, *39*, die vorn mittels einer Schnalle verbunden werden, auf der Schulter derart befestigt, daß das natürliche Schultergelenk selbst frei liegt, der Armstumpf daher in seinen Bewegungsmöglichkeiten nicht behindert und dem Ring eine sichere Stützung für den Arm gewährt wird.

Auf dem Schulterring ist das Kugellager *4*, *7* befestigt; an dem äußeren Kugellaufring *4* sind mittels der beiden Scharnierlappen die beiden Armschienen *12*, *13* angelenkt, die durch den das Armgelenk tragenden oberen Gelenkteller *22* verbunden sind. Auf den beiden Armschienen, die aus Stahlrohr bestehen, gleitet der Führungsschlitten *19* aus Stahlrohr mit ringförmigem Stulp *20* aus Leder, der den Armstumpf lose umfaßt.

Durch die leichte, fast reibungslose Bewegbarkeit des Kugellagers und der beiden Armschienen und die Verschiebbarkeit des Schlittens, die erforderlich ist, da der Drehpunkt des natürlichen Schultergelenkes mit dem des Arbeitsarmes nicht stets zusammenfallen kann, ist ohne Anstrengung, ohne Muskeleinschnürung und Zerrung einer Bewegung des Armes durch den Armstumpf nach allen Richtungen möglich. Der Armstumpf behält mit dem Arbeitsarm seine volle Beweglichkeit. Es sei darauf hingewiesen, daß das Schultergelenk des Arbeitsarmes eine Stellung besitzt, in der nicht jede Bewegung ausgeführt werden kann: in ungefähr wagrechter Ebene kann der Arm nicht unmittelbar nach vorn und hinten bewegt werden; eine geringe Neigung genügt aber bereits, um diese Hemmung zu beseitigen. Bei der praktischen Arbeit ist sie ohne Bedeutung und wird von den Benutzern niemals empfunden. Die vollkommen wagrechte Bewegung ist eine praktisch nicht vorkommende. Wir machen auch nur auf diesen Punkt aufmerksam, um falschen Schlüssen aus theoretischen Ueberlegungen vorzubeugen.

Aus den Abbildungen der Anwendungsbeispiele ist die weitgehende Bewegungsmöglichkeit zu erkennen.

Das Armgelenk (Abb. 1—3 u. 5—11, Seite 368 ff.), welches den Arbeitsansatz an der Gelenkgabel *33* aufnimmt, besitzt zwei Bewegungsmöglichkeiten, eine scharnierartige (Beugung) und eine Drehbewegung (Drehung) um zwei zueinander senkrecht stehende Achsen, so daß die Gelenkgabel in jede gewünschte Lage zu bringen ist.



Arbeitsarm für Oberarmstumpf.

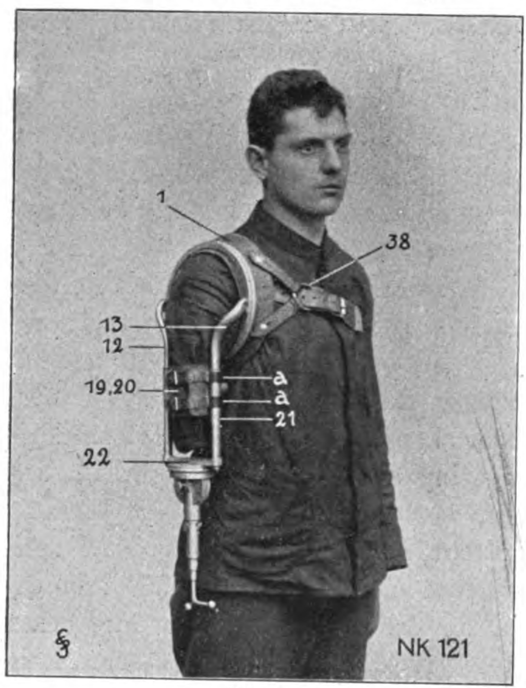


Abb. 1.



Abb. 2. Anordnung und Befestigung des Armes.

Normal führen wir auf Grund unserer Erfahrungen das Armgelenk so aus, daß es in beiden Bewegungen festgestellt, also mit unbeweglicher Gelenkgabel gebraucht wird, als Sperrgelenk. Zum Einstellen einer anderen Lage ist ein Druck auf den Steuerbolzen *28* nötig, wodurch beide Bewegungen frei sind; beim Loslassen tritt wieder Sperrung beider Bewegungen selbsttätig ein. Die Einstellung der gewünschten Lage des Werkzeughalters ist also mit einem Handgriff möglich, während bei einer jeden Feststellung durch Schraubbewegung, wie sie bei Kugelgelenken üblich ist, zunächst das Lösen, dann das Einstellen der Lage und endlich wieder das Festschrauben, also drei Handgriffe nötig sind, was für die Leistungsfähigkeit des Arbeiters nicht ohne Einfluß ist.

Da aber uns der Wunsch geäußert wurde, auch einzelne Bewegungen des Armgelenkes freigeben zu können, haben wir das Gelenk so konstruiert, daß durch einfache Auswechselung weniger Teile dieses erreicht wird. Es ist nur der Schieber *26*, der Steuerbolzen *28*

und die Rohrachse *29* gegen die Teile *L 26*, *L 28* und *L 29* zu vertauschen. Dann sind die in Fig. 11 angegebenen Bewegungsmöglichkeiten, also alle, neben voller Feststellung vorhanden, Los- und Sperrgelenk. Infolge der breiten Lagerung des unteren Gelenktellers *23* gegen den oberen *22* mittels des Kugellaufringes ist auch die Drehbewegung eine leichte und sichere.

Die Wirkungsweise des Gelenkes ist die folgende:

Die Beugung der Gelenkgabel *33*, die um die Rohrachse *29* sich dreht, wird festgestellt durch Eingriff des Zahnriegels *30* in den Zahnbogen des unteren Gelenktellers *23*; die Drehung des unteren Gelenktellers *23* gegen den oberen *22* wird festgestellt durch den doppelten Eingriff der beiden Sperriegel *25, 25* in entsprechende Löcher des oberen und unteren Gelenktellers.

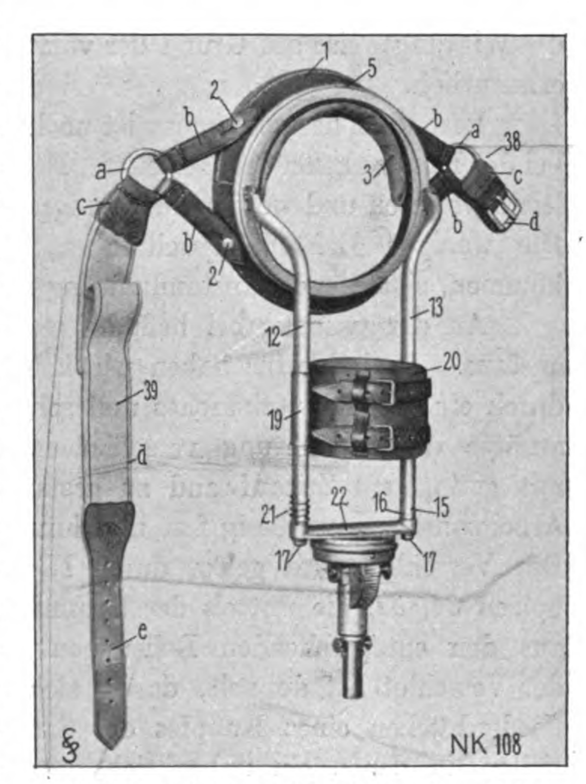


Abb. 3. Arbeitsarm für Oberarmstumpf für Rechts-Beschädigte.

Der Zahnriegel *30* steht unter Einfluß der Schraubenfeder *31*, die ihn in die Sperrlage zu drücken sucht. Wird der Steuerbolzen in der Fig. 7 nach links geschoben, so werden die Schubstifte *30 a*, *30 a* durch die schrägen Flächen des Steuerbolzens heruntergedrückt und der Zahnriegel kommt außer Eingriff: die Beugung ist freigegeben. Gleichzeitig wird durch den Mitnehmer *27* der Schieber *26* mit nach links verschoben, wodurch mittels der schrägen Schlitze im Schieber (siehe Fig. 8) die Steuerfeder *24* zusammengedrückt wird, die Riegel *25, 25* gegeneinander bewegt und aus den Löchern im oberen Gelenkteller herausgezogen werden: die Drehung ist freigegeben. Beim Loslassen des Steuerbolsens geht die Steuerfeder *24* wieder auseinander, schiebt die Riegel unter gleichzeitiger Bewegung des Schiebers *26* in die Löcher des Gelenktellers *22* und *23*, sperrt damit die Drehung; der Mit-





nehmer *27* schiebt den Steuerbolzen *28* zurück, der Zahnriegel sperrt die Beugung.

Die stärker geneigten schrägen Flächen des Steuerbolzens sind für die Zerlegung und Zusammensetzung des Gelenks vorgesehen.

In entsprechender Weise wirkt das Gelenk in Ausführung als Los- und Sperrgelenk: Hier sind im Steuerbolzen *L 28* und Schieber *L 26* Rasten vorgesehen, wodurch diese jeder für sich in den Endlagen stehen bleiben und nur durch Gegendruck in die Ausgangslage zurückkehren, siehe Fig. 10 u. 11. Aus den Figuren ist die Wirkungsweise auf Grund der vorstehenden Angaben ohne weiteres erkenntlich.

Besonders hervorzuheben ist noch die Vermeidung jeder Schraube bei der Konstruktion des Gelenkes. Erfahrungsgemäß gehen Schrauben leicht verloren und werden durch ungeschickte Handhabung verdorben. Die wenigen Befestigungsschrauben, die am Arm überhaupt vorkommen, sind für die Instandhaltung nicht zu lösen.

An der Gelenkgabel befindet sich die Befestigung der Arbeitsansätze. Auch hierfür haben wir keine Verschraubung gewählt, um durch ein möglichst einfaches und schnelles Umwechseln der Arbeitsansätze die Ausführung verschiedenartiger Arbeiten hintereinander mit geringstem Zeitaufwand zu gestatten. Der Verschluß hält den Arbeitsansatz zuverlässig fest und hindert ihn zugleich gegen Drehen. Der Verschluß wird gelöst durch Niederdrücken der beiden Druckbolzen *34*, *34*, die mittels der Spannfeder *36* die Sperrbolzen *35*, *35* aus den entsprechenden Bohrungen der Ansatzhülse herausziehen; der Verschluß ist doppelt, damit sich nicht durch unbeabsichtigtes Niederdrücken eines Knopfes der Ansatz lösen kann. In manchen Fällen, in denen ein unbeabsichtigtes Lösen keine Gefahr mit sich bringen kann, würde ein einfacher Verschluß ausreichen, der aus dem doppelten durch Herausnehmen eines Druckbolzens und des zugehörigen Sperrbolzens erhalten wird; er ist etwas bequemer in der Handhabung.

Die Ansatzhülse läßt sich in vier verschiedenen Lagen aufschieben: es ist lediglich die Hülse bis zum Einschnappen des Verschlusses aufzuschieben, also eine äußerst einfache Handhabung. Zum Lösen ergreift der Einarmer den Ansatz mit dem Handballen und drückt mit zwei Fingern auf die Druckbolzen unter gleichzeitigem Zug an der Hülse. Mit einem Griff ist somit auch der Ansatz zu lösen. Schraub- und Bajonettverschlüsse sind unhandlicher.



Armgelenk des Arbeitsarms für Oberarmstumpf.

Abb. 6

Abb. 7

Abb. 8

Abb. 9

Ansatzhülse (N° 101)

Abb. 10 Steuerschlitze im Schieber L26.

Abb. 11

1 Drehung fest, Beugung fest

2 Drehung lose, Beugung fest

3 Drehung fest, Beugung lose

4 Drehung lose, Beugung lose

Arbeitsansätze.

Allgemeine Bemerkungen.

Einen wesentlichen Bestandteil des Siemens-Schuckert-Arbeitsarms bilden die Arbeitsansätze zur Verbindung des Armes mit dem Werkzeug bzw. dem zu bearbeitenden Gegenstand, die also gewissermaßen die „Hand“ darstellen. Der Eigenart des Armes und den besonderen ihm zugrunde liegenden Konstruktionsgedanken entsprechend müssen diese Arbeitsansätze in geeigneter Form ausgebildet sein, um ein sicheres und möglichst genaues Arbeiten einerseits und die höchstmöglichste Leistung anderseits zu erzielen.

Diese Arbeitsansätze müssen deshalb auch den einzelnen Arbeitsvorgängen in den verschiedenen Berufsarten angepaßt sein, wobei natürlich manche Arbeitsansätze sowohl für verschiedene Arbeitsverrichtungen als auch für verschiedene Berufsarten die gleichen sein können.

Nur auf Grund eingehender praktischer Versuche und sorgfältiger Prüfung kann die zweckmäßigste Form der Arbeitsansätze bestimmt werden, weshalb wir nur solche für unseren Arm liefern, die in unserem eigenen Betriebe durch Ausbildung von Einarmern erprobt sind.

Damit ist nicht gesagt, daß nicht auch mit anderen Formen brauchbare Ergebnisse zu erzielen sind. Je nach der persönlichen Geschicklichkeit und Auffassung des Armbenutzers wird es öfter vorkommen, daß von unseren Formen abweichende für besser gehalten werden; bis zu einem gewissen Grade wird man solchen Sonderwünschen Rechnung tragen müssen, ohne aber dabei außer acht zu lassen, daß die von uns erprobten Formen zu einem Ergebnis führen, und anfängliches Versagen nur auf mangelhafte Uebung oder falsche Handhabung zurückzuführen ist.

Um Ansätze fremden Ursprungs verwenden zu können, ist die Bohrung und das Loch für den Querstift der Ansatzhülse so nach den Normen der Prüfstelle für Ersatzglieder in Berlin-Charlottenburg hergestellt, daß nach diesen angefertigte Ansätze fest hineinpassen.

Wir haben die Befestigung der Ansätze am Unterarmgelenk nicht unmittelbar für diese Abmessungen vorgesehen, da mit der von uns gewählten Konstruktion nach den hier gemachten Versuchen Vorteile für die Benutzung unseres Armes verbunden sind, und da diese Kon-



struktion die Einhaltung der Abmessungen nur unter Verwendung einer Zwischenhülse gestattete.

Allgemein ist noch zu bemerken, daß bei gewissen Arbeiten, wie z. B. Hobeln, Feilen, bei einer Beschädigung des rechten Armes der Mann auf links umlernen muß, wie die Abbildungen zeigen. Die gesunde Hand muß also im allgemeinen bei einer zweihändig zu verrichtenden Arbeit, wie die genannten, die Stellung einnehmen, die zur sicheren Führung des Werkzeuges die wesentlichere ist, da die Verbindung des Werkzeuges mit dem Kunstarm natürlich nicht annähernd so vollkommen ausgeführt werden kann, wie die gesunde Hand diese vermittelt.

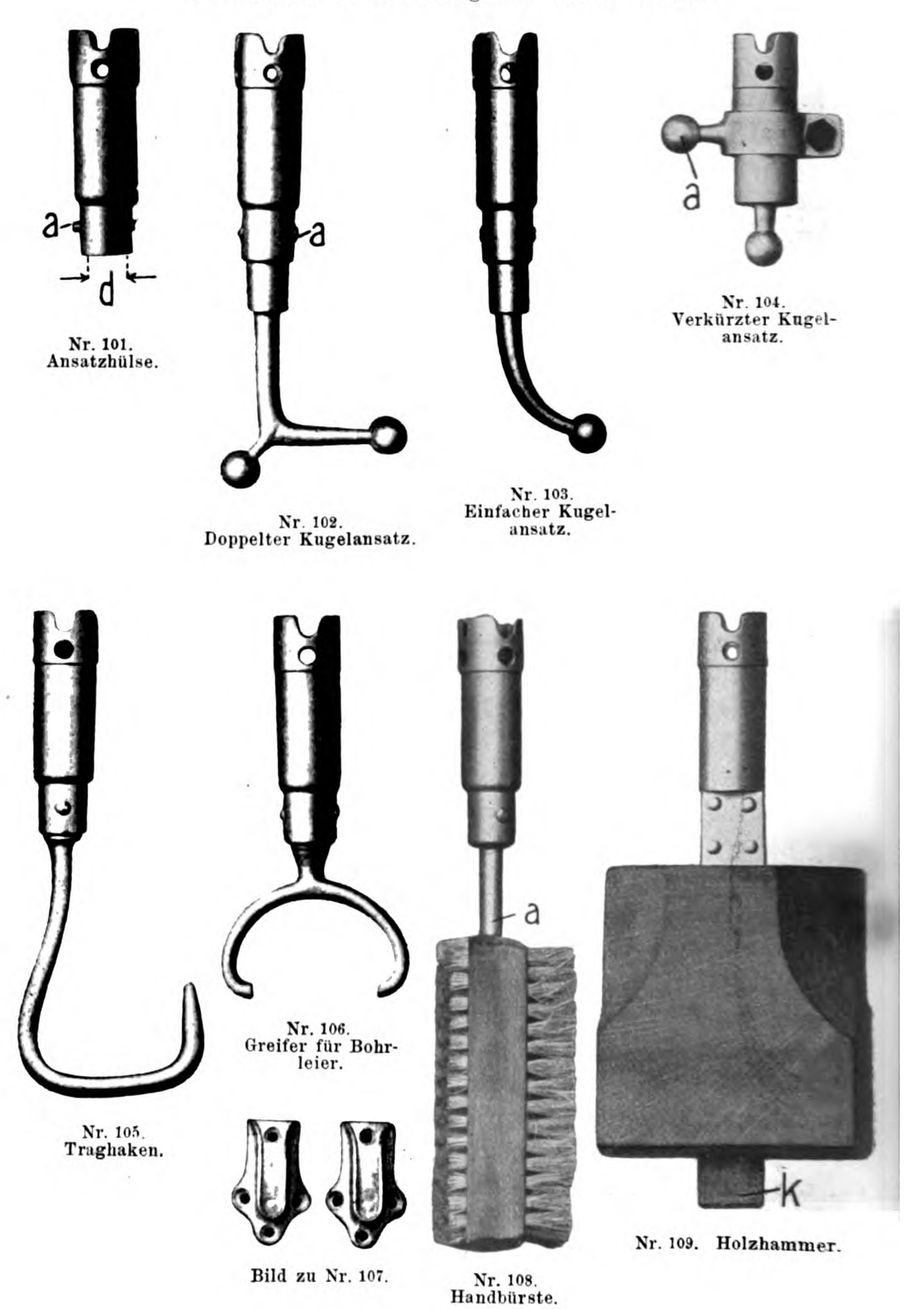
Die Verbindung zwischen Arm und Werkzeug muß fast durchweg wie die Hand eine allseitige Beweglichkeit gestatten; dabei fehlen aber die willkürlich beeinflußbaren, lenkenden und haltenden Muskelkräfte der Hand, weshalb die Verbindung immer eine unvollkommene als durch die gesunde Hand sein muß und eine Beschränkung in mehr oder weniger hohem Maße besteht. Durch die Ausbildung der Verbindung muß Vorsorge getroffen werden, daß trotz der allseitigen Beweglichkeit noch Führung mit übernommen werden kann. Dies ermöglicht für viele Arbeitsvorrichtungen der Kugelansatz Nr. 102, 103 oder 104 in Verbindung mit den Drucknäpfen Nr. 121—123 usw., deren Benutzungsweise die zugehörenden Abbildungen und Angaben veranschaulichen.

Durch einfaches Eindrücken des Kugelansatzes in den Drucknapf wird die Verbindung ausreichend allseitig beweglich mit dem Werkzeug hergestellt, wobei bei richtiger Anordnung des Drucknapfes alle erforderlichen Kraftübertragungen möglich sind, insbesondere auch z. B. beim Hobeln ein leichtes Anheben des Hobels beim Zurückziehen, damit der Span frei geht. Durch einen Zug in senkrechter Richtung zum Befestigungsflansch des Drucknapfes kann ebenso leicht und schnell, wie die Verbindung hergestellt wurde, diese wieder gelöst werden.

Bei der Anordnung der Drucknäpfe an den Werkzeugen ist darauf zu achten, daß durch den Druck oder Zug mit dem Arm keine unzulässigen Kippmomente auftreten, z. B. bei dem Rauhbankhobel, da, wie bereits erwähnt, die Muskelkraft der Hand bei dieser einfachen „Ersatzhand“ (bestehend aus Drucknapf und Kugelansatz) zur Aufhebung des Kippmomentes fehlt und, wenn ein solches vorhanden ist, dieses von der gesunden anderen Hand mit aufgehoben werden muß,



Arbeitsansätze 1. Abbildungen zu Nr. 101 bis 109.



Nr. 101. Ansatzhülse.

Nr. 102. Doppelter Kugelansatz.

Nr. 103. Einfacher Kugelansatz.

Nr. 104. Verkürzter Kugelansatz.

Nr. 105. Traghaken.

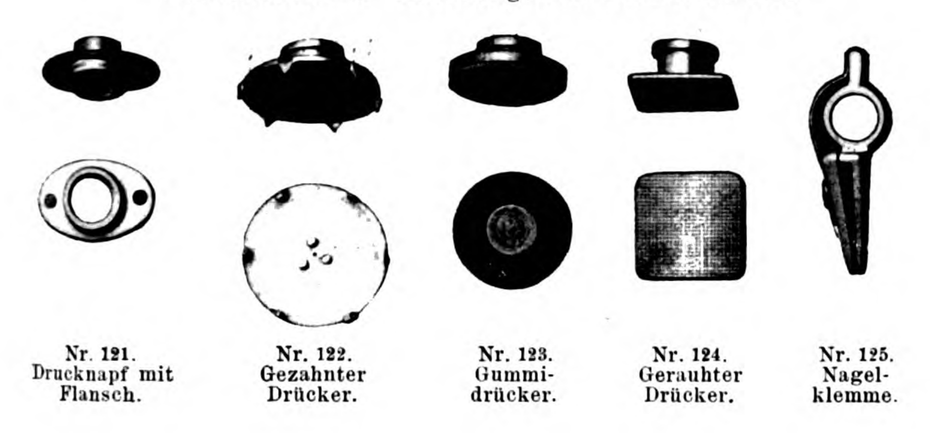
Nr. 106. Greifer für Bohrleier.

Bild zu Nr. 107.

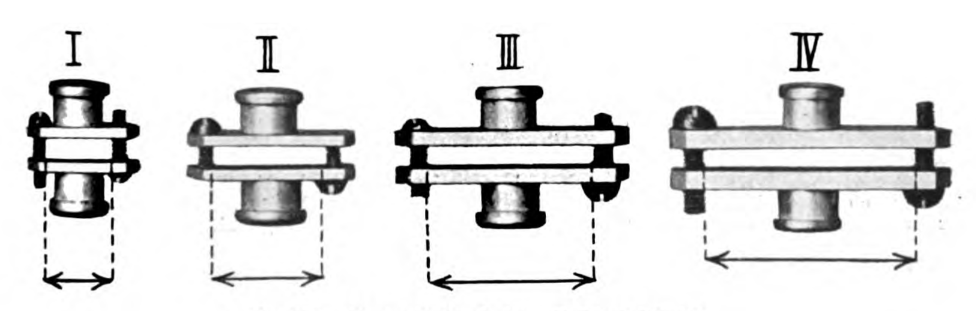
Nr. 108. Handbürste.

Nr. 109. Holzhammer.

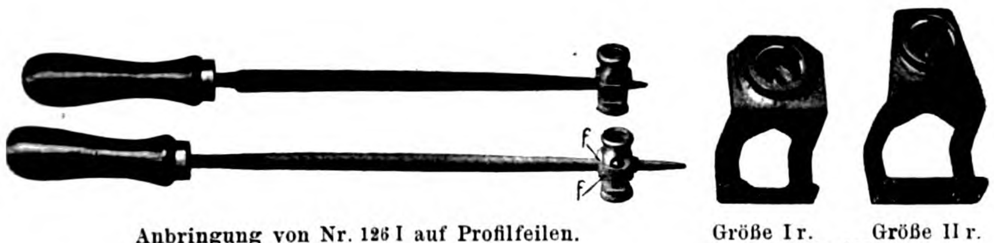
Arbeitsansätze 2. Abbildungen zu Nr. 121 bis 127.



Nr. 121. Drucknapf mit Flansch. Nr. 122. Gezahnter Drücker. Nr. 123. Gummidrücker. Nr. 124. Gerauhter Drücker. Nr. 125. Nagelklemme.

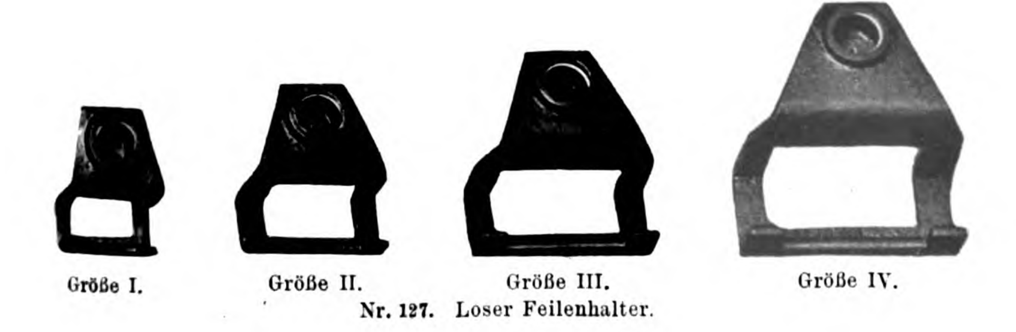


Nr. 126. Feste Feilenhalter Größe I bis IV.



Anbringung von Nr. 126 I auf Profilfeilen.

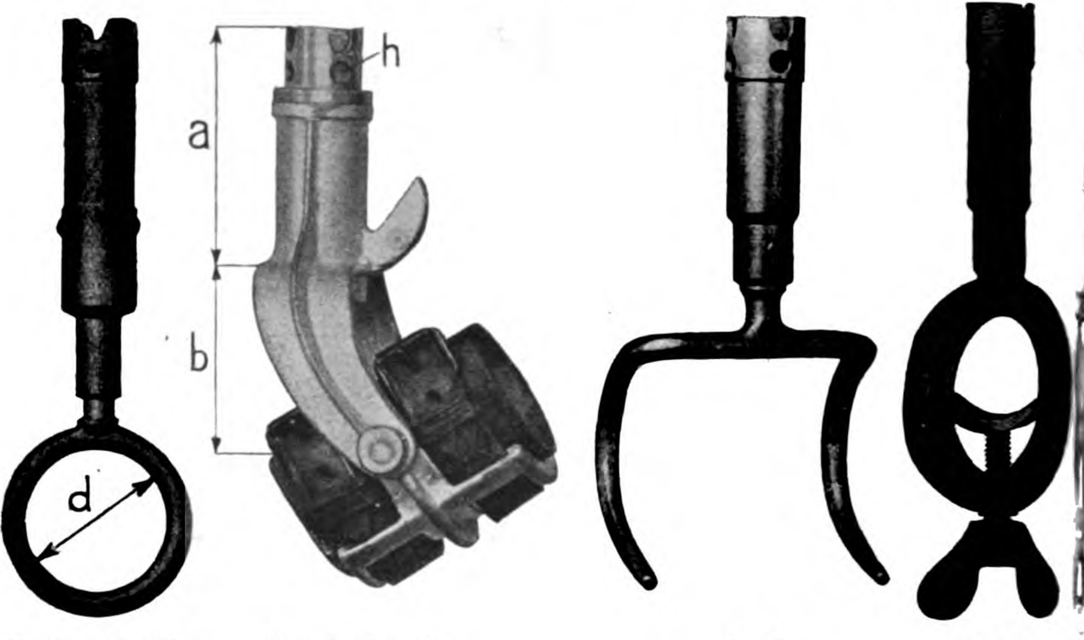
Größe I r. Größe II r.
Nr. 127.
Loser Feilenhalter.



Größe I. Größe II. Größe III. Größe IV.
Nr. 127. Loser Feilenhalter.



Arbeitsansätze **6**. Abbildungen zu Nr. **141** bis **146**, 149, 150.



Nr. 141. Einfach beweglicher Ring.

Nr. 142. Doppelt beweglicher Ring.

Nr. 143. Stützgabel.

Nr. 144. Halteringansatz.



Nr. 145. Oesenansatz.

Nr. 146. Bankhammer.

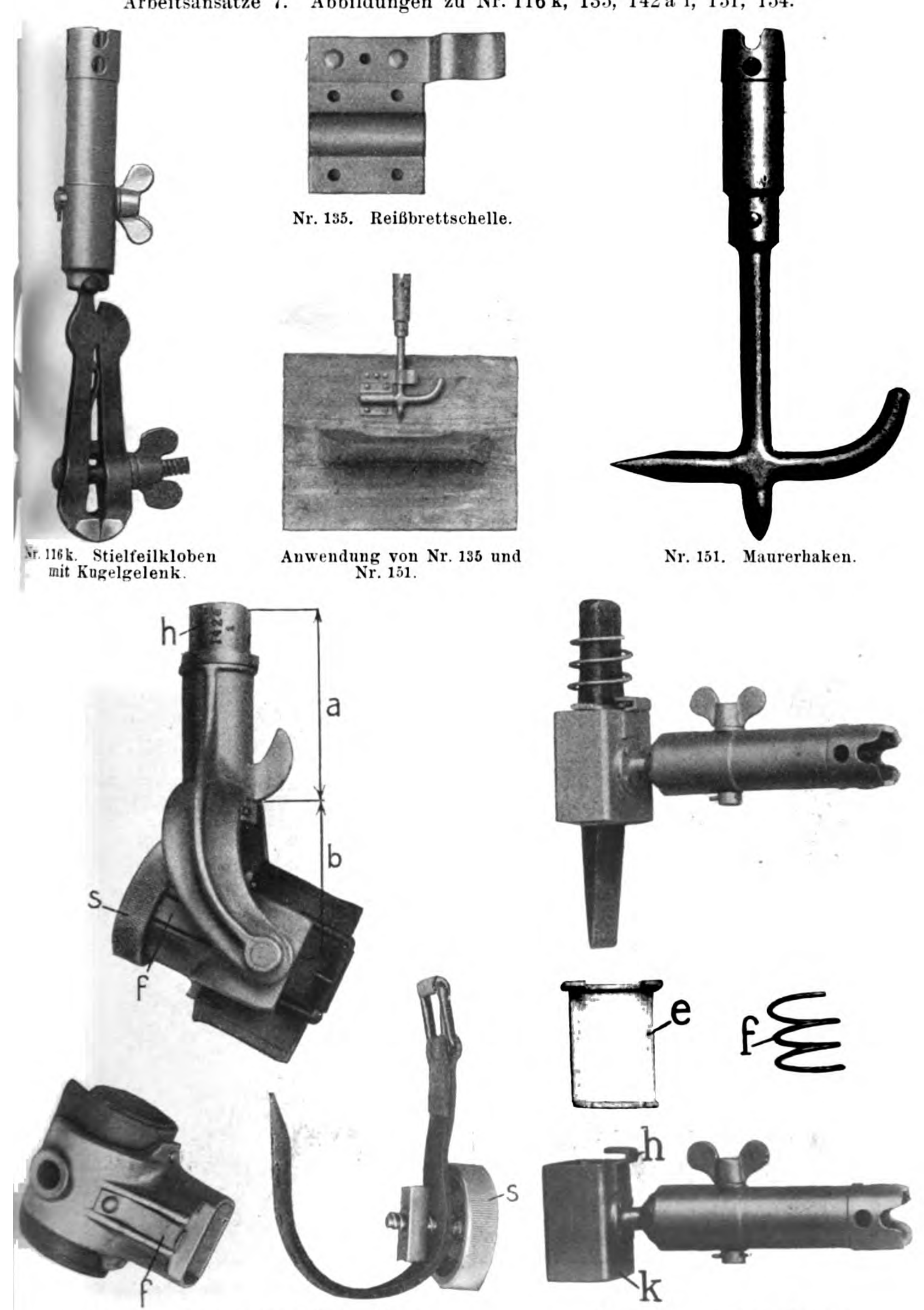


Nr. 149. Doppelter Spitzhaken.



Nr. 150. Gabelansat[z].

Arbeitsansätze 7. Abbildungen zu Nr. 116 k, 135, 142 a I, 151, 154.



Nr. 116 k. Stielfeilkloben mit Kugelgelenk.

Nr. 135. Reißbrettschelle.

Anwendung von Nr. 135 und Nr. 151.

Nr. 151. Maurerhaken.

Nr. 142 a I. Doppelt beweglicher Ring.

Nr. 154. Kleiner Meißelhalter.

Arbeitsarm für Oberarmstumpf. Anwendungsbeispiele.

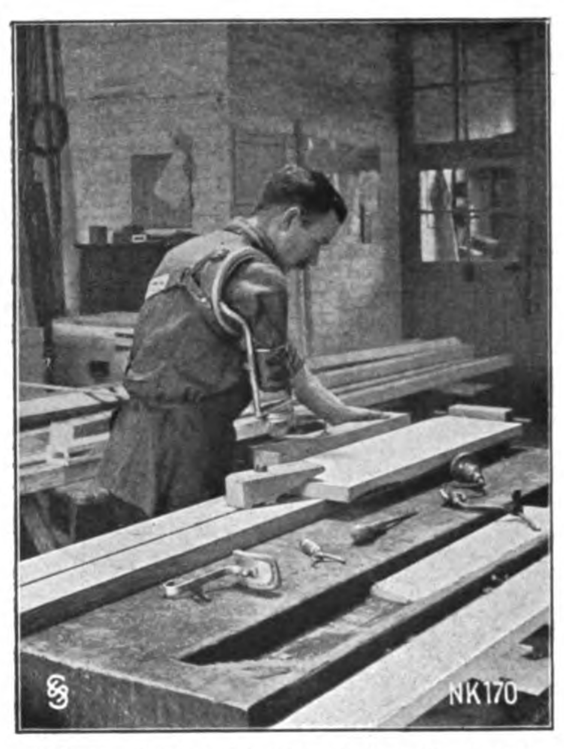


Abb. 21. **Stoßlade Nr. 136 und doppelter Kugelansatz Nr. 102 mit Drucknapf Nr. 121.**



Abb. 22. **Stoßlade Nr. 136 und doppelter Kugelansatz Nr. 102 mit Gummidrücker Nr. 123.**



Abb. 23. Doppelt beweglicher Ring Nr. 142.



Abb. 24. **Kopfstütze für Bohrleier Nr. 134.**



Arbeitsarm für Oberarmstumpf. Anwendungsbeispiele.



Abb. 25. Reißnadelhalter Nr. 110.



Abb. 26. Drucknapfschelle Nr. 137.



Abb. 27. Feilendrücker Nr. 133 mit verkürztem Kugelansatz Nr. 104.



Abb. 28. Führungshaken Nr. 119.



Arbeitsarm für Oberarmstumpf. Anwendungsbeispiele.

Abb. 29. Stützgabel Nr. 143.



Abb. 30. Doppelter Kugelansatz Nr. 102 mit Drucknapf Nr. 130.



Abb. 31. Traghaken Nr. 118 mit Haltering Nr. 120.



Abb. 32. Einfach beweglicher Ring Nr. 141 II.

Arbeitsarm mit besonderem Führungsschlitten für kurze Oberarmstümpfe.
Anwendungsbeispiele.



Abb. 33. Kleiner Meißelhalter Nr. 154.



Abb. 34. Stielfeilkloben mit Kugelgelenk Nr. 116 k.



Abb. 35. Stielfeilkloben mit Kugelgelenk Nr. 116 k.



Abb. 36. Drucknäpfe mit Flansch Nr. 121 und verkürzter Kugelansatz Nr. 104.

was bei nennenswerter Größe des Kippmomentes entweder zu sehr anstrengt oder keine genaue Arbeit zuläßt.

In den Drucknäpfen mit Kugelansätzen haben wir ein derart einfaches und leicht anzubringendes Element zur Verbindung des Armes mit dem Werkzeug oder irgend welchen Handgriffen an Maschinen gefunden, daß wir darauf verzichtet haben, Arbeitsansätze zu konstruieren, die ohne die geringste Herrichtung die Benutzung der normalen käuflichen Werkzeuge gestatten. Die Schnelligkeit und Einfachheit, mit denen mittels eines der Kugelansätze und den Drucknäpfen die Verbindung ohne Zuhilfenahme der gesunden Hand hergestellt und gelöst werden kann, und die von keiner anderen Vorrichtung in gleich einfacher Weise erreicht werden, lassen den geringen Nachteil, daß die Werkzeuge mit einem Drucknapf versehen werden müssen, verschwinden. Die Drucknäpfe kann jeder Tischler, Schlosser usw. sich ohne weiteres und ohne Mühe an den käuflichen normalen Werkzeugen anbringen.

Wesentlich ist auch noch, daß die Verbindung zwischen Arm und Werkzeug oder dgl. durch den Kugelansatz mit Drucknapf eine spielfreie ist; es wird hierdurch z. B. ein vollständiges gleichmäßiges Drehen von Kurbeln mit dem Arm unschwer ermöglicht, was mit anderen Vorrichtungen, wie Ringansätzen und Becheransätzen, die nicht spielfrei die Kurbeln umfassen können, nicht in gleich guter Weise möglich ist.

Der Siemens-Schuckert-Arm weicht nicht nur in der Form, sondern auch im Grundprinzip der Konstruktion in erheblichem Maße von den übrigen Systemen ab. Er ist der erste Kunstarm, der ausschließlich als Arbeitsgerät konstruiert wurde. Die konsequente Durchführung des Gedankens, eine Maschine, nicht einen „Arm" zu schaffen, führte logischerweise zu erheblichen Abweichungen gegenüber allen bisherigen Systemen. Die gewollten Abweichungen sind, wie sich erwarten ließ, nicht ohne Widerspruch geblieben. Von den Gegnern der Siemens-Schuckert-Arme werden als Vorteile des Systems angegeben die leichte und raschere Anpassung des Armes an den Körper, die ganze Massenverteilung, ferner die Kraftübertragung durch die Schulter. Als Vorteil wird ferner betrachtet, daß der Arm sowohl für Rechts- wie für Linksamputierte in Gebrauch genommen werden kann, daß er eine große Beweglichkeit besitzt und daß ferner der Stumpf nicht durch

eine Hülse eingeengt ist. Als Nachteile werden bezeichnet, daß der Siemens-Schuckert-Arm die Pro- und Supinationsmöglichkeit sowie die Beugebewegungen vermissen läßt. Dieser Einwand erscheint mehr theoretischer Natur. Das Ellbogengelenk übernimmt bei den Siemens-Schuckert-Armen im wesentlichen die Funktion des Handgelenks, es gestattet Beuge- und Streckbewegungen, in gleichem Maße die Sichelbewegung. Mit der Sichelbewegung kann ein Winkel von 360° beschrieben werden. Die Pro- und Supination ist zwar im vollen Umfange nicht möglich, sie wird aber ersetzt durch die Möglichkeit, das Ansatzstück in vier um 90° gegeneinander festgesetzten Einstellungen zu bewegen. Die Einstellung genügt praktisch vollkommen, selbst für die Landwirte, unter Berücksichtigung der von den Siemens-Schuckert-Werken ausgebildeten Arbeitsansätze. Der Mangel der Pro- und Supination wird behoben durch die entsprechende Ausbildung der Arbeitsansätze.

Ferner wird der Konstruktion des Siemens-Schuckert-Armes vorgeworfen, er sei ein „Ueberarm“, seine Gelenke seien, da er über der Kleidung getragen wird, Witterungseinflüssen ausgesetzt, ein Umstand, der sich im Gebrauch des Siemens-Schuckert-Armes in landwirtschaftlichen Betrieben besonders bemerkbar mache. Dieser Einwand ist nicht stichhaltig. Das Kugellager ist der Gefahr der Verstaubung, des Naßwerdens bei Regenwetter nicht mehr ausgesetzt als das Kugellager eines Fahrrads. Der Einarmer lernt überraschend schnell den Siemens-Schuckert-Arm auseinanderzunehmen und zu reinigen, ein Vorteil, der bisher bei keiner der bekannten Konstruktionen auch nur annähernd erreicht wurde (s. Mitteilungen der Siemens-Schuckert-Werke).

Ein Vorwurf, der am leichtesten zu widerlegen ist, bezeichnet den Siemens-Schuckert-Arm als unästhetisch. Ich habe immer betont, daß ich von dem Gedanken ausging, der Arbeitsarm sei lediglich eine Maschine. Ich habe sogar den Standpunkt vertreten, daß die Tatsache, den menschlichen Arm anatomisch und physiologisch im Kunstarm nachzubilden, geradezu hinderlich war in der Freiheit konstruktiver Maßnahmen. Selbstverständlich läßt der Industriearbeiter den Arbeitsarm an der Arbeitsstätte, wie jedes andere Arbeitsgerät; den Landwirt dagegen wird es nicht stören, wenn er von der Feldarbeit mit dem Siemens-Schuckert-Arm ausgerüstet heimkehrt. Der Anblick wird den Dorfbewohnern fraglos bald genug vertraut sein. Der städtische Arbeiter dagegen legt den Schmuckarm an, wenn er die Arbeitsstätte verläßt. Ich kann nicht einsehen, weshalb nicht dem Armamputierten



in gleicher Weise wie dem Beinamputierten ein zweites Ersatzglied beschafft werden sollte, z. B. außer dem Arbeitsarm noch ein Schmuckarm, — wenn man durchaus will, ein Carnesarm. Ein Kriegsministerialerlaß bietet dazu die Handhabe, nach dem zurzeit jedem Armamputierten ein zweiter Arm beschafft werden kann, wenn der Arbeitsarm das Anbringen einer Traghand nicht gestattet. Es ist aber auch vom praktischen, wie vom hygienischen Standpunkte aus durchaus erwünscht, den Armamputierten in die Lage zu versetzen, das Ersatzgerät der Arbeitszeit und des Feierabends zu wechseln, abgesehen davon, daß jedes Arbeitsgerät, das den Einwirkungen des Arbeitsstaubes, des Schweißes usw. ausgesetzt ist, außerordentlich rasch abgenützt wird und zum Tragen als „Schmuckarm“ durchaus ungeeignet ist. Man sehe sich nur bei Rentenempfängern die Arbeitsarme mit den Lederbandagen an, die ein Jahr in Benutzung waren. Etwas Unästhetischeres kann ich mir nicht vorstellen. Gerade wenn man dem Armamputierten einen leichten Arbeitsarm, der zugleich Schmuckarm ist, als Ergänzung gibt, fällt der Einwand fort, der Besitzer des Siemens-Schuckert-Armes sei nicht in der Lage, häusliche Verrichtungen, Gartenarbeiten usw. auszuführen, weil er ja den Arbeitsarm an der Arbeitsstätte lassen müsse. Daß der Zeitverlust des An- und Ablegens des Armes beim Beginn und der Beendigung unerheblich ist, geht aus Versuchen hervor, die ergaben, daß durchschnittlich eine Zeit von 30—45 Sekunden für das An- und Ablegen des Armes erforderlich war.

Bei der Kürze der Zeit, die mir zur Verfügung steht, muß ich es mir versagen, in dieser Arbeit auf Einzelfragen einzugehen, wie die Prothesenreife des Stumpfes, Leistungen des Stumpfes ohne Prothese, Leistungen des gesunden Armes ohne Prothese, Fragen, die ich für eine spätere Arbeit mir vorbehalte. Erfahrungen über die Anwendung der Prothese im Erwerbsleben nach der Entlassung zu veröffentlichen, wie sie H o r i o n berichtet, halte ich noch für verfrüht. Die Statistik hat nur den Beweis erbracht, daß wir im Anfang der Frage des Arbeitsarmes noch wenig vorbereitet gegenüberstanden. Diese Statistik, deren Ergebnisse nur den Laien überraschen konnten, wird ein anderes Resultat geben, wenn die Fortschritte des letzten Jahres im Prothesenbau sich erst bemerkbar machen.

XIV.

Erfahrungen und Erwägungen über Kriegsprothesen.

Von

Oberstabsarzt d. L. Prof. Dr. O. Vulpius,

früher beratender Orthopäde beim stellvertretenden Sanitätsamt XIV. Armeekorps, z. Zt. beratender Chirurg bei einem Armeekorps.

Mit 2 Abbildungen.

Ein Ueberblicken der Prothesenliteratur der Kriegsjahre kann wohl den Uneingeweihten zu der Meinung bringen, als habe vor dieser Zeit kein oder äußerst geringes Interesse für den Bau künstlicher Glieder bestanden. Das ist indes ein Irrtum, den richtig zu stellen mir wichtig erscheint. Wer die Entwicklung der Orthopädie während der letzten Jahrzehnte mitgemacht hat, weiß, daß orthopädische Fachärzte Lehrbücher über Prothesen geschrieben, technische Neuerungen auf diesem zu allen Zeiten nicht bedeutungslosen Gebiet mitgeteilt haben, daß unter den Orthopädiemechanikern einzelne sich in diesem Spezialfach einen Namen erworben haben. Richtig ist aber anderseits, daß niemand alles umfassende, erschöpfende, abschließende Erfahrungen besaß, noch besitzen konnte, wie sie eben erst der Weltkrieg leider brachte. Richtig ist ferner, daß dieser Krieg mit der geforderten Massenerzeugung von Prothesen die Aerzte vor gewaltige Aufgaben stellte, die ihnen bisher fern lagen. Richtig ist auch, daß Bandagisten und Lieferanten zur Mitarbeit herangezogen wurden, von denen das gleiche gesagt werden muß. Richtig ist endlich, daß der Lösung der Aufgabe sich erhebliche Schwierigkeiten hinsichtlich der Beschaffung von Material wie von Hilfskräften hemmend entgegenstellten. Eine Organisation erwies sich als unbedingt nötig, um den Anforderungen der Verletzten und der Heeresverwaltung nachkommen zu können. Solche Organisationen sind geschaffen worden, sie haben sich bewährt. Es wurde eine Zentralisation in der Fabrikation erreicht und damit eine Zentralisation der Erfahrungen und der darauf beruhende Fortschritt der Idee wie ihrer technischen



Verwirklichung. Zwei verschiedene Wege sind bekanntlich beschritten worden, gemeinsam ist bei beiden die Leitung Fachärzten für Orthopädie übertragen worden. Die eine Möglichkeit hat sich verkörpert in dem „Prothesentag", wie er mit Beginn des Jahres 1915 in Baden unter meiner Leitung ins Leben trat, gekennzeichnet durch die Teilnahme tüchtiger Bandagisten in freiem Wettbewerb. Diese Einrichtung hat den unbestreitbaren Vorteil alles Konkurrierens: Erfindungslust und technische Tüchtigkeit werden zur Höchstleistung angespornt. Diese der Sache förderlichen Wirkungen haben wir beobachten und begrüßen können, sie haben es uns ermöglicht, bestimmte Prinzipien, Normen, Modelle aufzustellen. Aber auch schwerwiegende Nachteile zeigten sich und wuchsen immer störender heran: die Zahl tüchtiger Bandagisten und ihrer Arbeitsgehilfen genügte nicht, die Schwierigkeit der Materialbeschaffung steigerte sich, und darunter litt naturgemäß die wünschenswerte Schnelligkeit der Ablieferung bestellter Prothesen.

So neigte sich die Wagschale zugunsten der zweiten Möglichkeit, die sich in der Errichtung besonderer Militärwerkstätten darbot. welche nun zum Teil das bereits gewonnene Maß von Erfahrungen übernehmen konnten.

Einer ihrer wesentlichen Vorteile ist in dem Wegfall der genannten Hemmnisse zu erblicken und in der dadurch ermöglichten rascheren Versorgung der Verstümmelten. Die dadurch und durch andere naheliegende Momente herbeigeführte Verbilligung der künstlichen Glieder ist, wenn nicht eine Triebfeder, so doch eine sehr zu begrüßende Nebenwirkung der Verstaatlichung der orthopädischen Werkstätten, wenigstens für die Kriegsdauer.

Wesentlich erleichtert wird hierbei ferner die mit Recht angestrebte und teilweise schon durchgeführte „Normalisierung" einer Anzahl von Prothesenteilen, welche die Vornahme von Reparaturen vereinfacht. verbilligt und beschleunigt. Indem diese Werkstätten an orthopädische Lazarette angegliedert werden, ist das Ausprobieren von Neuerungen, die Gewöhnung an die gelieferten Prothesen erleichtert. Vor dem Bestreben, die Träger hier auch zur Selbstreparatur anzuleiten, möchte ich dagegen warnen, es wird durch das Vertrauen der Leute zu eigenen technischen Leistungen im ganzen gewiß mehr an den Gliedern verdorben als gut gemacht werden. Vorzügliches aber wird für den einzelnen wie für die Gesamtheit sicherlich durch die Uebungswerkstätten der Fachlazarette erreicht, welche außer der persönlichen Einübung auch die praktische Erprobung neuer Konstruktionen gestatten.



Einerlei, ob der „Prothesentag“ oder die Militärwerkstätte die Beschaffung der Glieder in die Hand nimmt, Voraussetzung für ersprießliches Arbeiten ist die Vereinigung der Amputierten in besonderen Lazaretten. Einen großen Vorteil solcher Zentralisation erblicke ich in der Sicherstellung einer rechtzeitigen und gründlichen Stumpfbehandlung, welche für die Stumpfgestaltung, für seine Festigkeit, seine Kraft und Beweglichkeit, also für seine Brauchbarkeit ausschlaggebend ist. Eine gute Stumpfbehandlung kürzt die Wartezeit bis zur Lieferung der definitiven Prothese erheblich ab, also auch die Anwendungsdauer einer Behelfsprothese, auf welche ich damit zu sprechen komme. Die Anschauungen über dieselbe dürften heute wohl sich in folgendem zusammenfassen lassen. Möglichst frühzeitiges Tragen eines zweckmäßig gebauten Notbehelfs fördert die Stumpfgestaltung wie seine Funktion, beseitigt die Krückengefahr und schwächt die psychische Wirkung der Verstümmlung ab. Anderseits sollte ein solcher zum mindesten kosmetisch mangelhafter Behelf möglichst bald der definitiven Versorgung weichen. Es empfiehlt sich darum die Beschaffung von Behelfsprothesen, welche Eigentum des Lazaretts bleiben, und vor dem Verlassen desselben gegen das erste endgültige Ersatzstück eingetauscht werden. Die Behelfsprothese kann also das gesetzliche Recht des Amputierten auf Gliedersatz nicht schmälern. Bekanntlich besteht dieses Recht im Anspruch auf zwei Beinprothesen. Mit dem ersten Beinersatz, nicht mit der Behelfsprothese, soll nach meinem Dafürhalten, von vereinzelten Ausnahmen abgesehen, der Verstümmelte aus der Behandlung entlassen werden. Und nach den erlassenen Bestimmungen darf dieses erste definitive Ersatzstück kein Stelzbein im alten Sinn sein. In die Heimat soll auch der verstümmelte Kriegsinvalide nicht als Krüppel zurückkehren. Diese erste Prothese muß meines Erachtens anders gebaut sein für den Kopfarbeiter wie für den Handarbeiter. Für letzteren ist eine widerstandsfähige Konstruktion zunächst die Hauptsache, welche die Wiederaufnahme der körperlichen Arbeit gestattet und sichert.

Ob dieses erste definitive Ersatzstück als verbesserter Stelzfuß oder als vereinfachtes Kunstbein bezeichnet wird, ist ziemlich gleichgültig. In der Sache hat unser Heidelberger Modell (Fig. 1) oder eine ähnliche Konstruktion vielerorts Anklang gefunden. Charakteristisch für dasselbe ist das in Holz gearbeitete Kniegelenk, welches in Metallstreifen und Backen geführt wird, der stelzenförmige, eventuell mit leichter Verblendwade versehene Unterschenkelteil. Hinsichtlich des

Fußes gehen die Meinungen noch auseinander: die einen geben eine ungelenkig verbundene Stahlsohle, andere einen Holzfuß oder einen Filzfuß mit Holzkern, ohne oder mit Sprunggelenk. Richtig ist, daß der einfache breite Stollen namentlich von Landwirten und Erdarbeitern vielerorts und vielleicht nicht mit Unrecht bevorzugt wird.

Anders, aber ebenso der Berücksichtigung wert lauten die Wünsche, welche Kopfarbeiter bereits für die erste Prothese äußern. Für sie spielt außer sicherer Funktion die Kosmetik eine ungemein wichtige Rolle. Ich brauche nur an die Stellenbeschaffung zu erinnern, um solche Ansprüche als berechtigt zu beleuchten. Ein gutes, ja vollkommenes Kunstbein soll also hier sofort in Betracht gezogen werden. Es ist vorauszusehen, daß nach einiger Zeit Aenderungen an der Prothese nötig fallen und Geld kosten werden. Aber hier wäre Sparsamkeit als oberstes Prinzip falsch, nach Ausgleich des wirtschaftlichen Schadens müssen wir vielmehr in erster Linie streben.

Fig. 1.



Mit der Lieferung einer zweiten Prothese muß eine längere Reihe von Monaten zugewartet werden, wenn nicht ganz besondere Umstände vorliegen. Bezüglich der Ausführung hat bis dahin der Verletzte selber Erfahrungen und Wünsche gesammelt, welche Beachtung verdienen. Der Handarbeiter wird ein zweites Arbeitsbein häufig vorziehen, da es ihm im Fall eines Defektes an der erstgelieferten Prothese die Arbeitsfortführung sichert, während der Kopfarbeiter aus den gleichen Gründen ein weiteres vollendetes Kunstbein benötigt.

Auf Einzelheiten der Konstruktion von Beinprothesen einzugehen, ist nicht der Zweck dieser Zeilen; nur einige Fragen von prinzipieller Bedeutung sollen kurz gestreift werden, zunächst diejenige der Stumpfbelastung.

Ein tragfähiger Stumpf ist unzweifelhaft eine schöne Sache, aber er ist im Frieden nicht immer und bei unseren Kriegsamputierten erst recht selten zu erzielen. So kommen wir, der Not gehorchend, fast nie dazu, wenn wir vom Pirogoff absehen, auf die Entlastung ganz zu

verzichten. Wir erreichen sie durch flächenhaftes Angreifen unserer Hülsen, soweit die Hautbeschaffenheit es gestattet, und durch die durchaus mögliche Erfassung von Knochenstützpunkten, der oberen Schienbeinausladung und des Sitzbeinhöckers. Wir sind damit schon in den Bereich einer zweiten Fragestellung gelangt, nach der Längenausdehnung der Prothese. Sitzt die Amputation in den unteren zwei Dritteln des Unterschenkels, so genügt die Tibia zur Entlastung, während der Oberschenkel bis über seine Mitte von einer weichen Bandage umfaßt wird. Bei Unterschenkelamputation im oberen Drittel ist dagegen eine versteifte Oberschenkelhülse notwendig, welche Widerhalt am Tuber findet. Bei dieser hohen Amputation ist außerdem ein Traggurt zu empfehlen. Einen Beckengürtel verwende ich nur bei Oberschenkelamputierten im oberen Drittel, im übrigen genügt der Schultergurt durchaus und ist bequemer als die Fixation am Unterleib.

Was endlich die Gelenkkonstruktion betrifft, so verwerfe ich das steife Sprunggelenk, falls nicht der Fuß in sich gut federt. Statt des Gelenkes mit Gummipuffern verwende ich jetzt, allerdings mit Beschränkung wegen des Materialmangels, Füße aus bestem Blockfilz, welche so elastisch sind, daß das Abwickeln ohne Sprunggelenk vor sich geht. Die gleiche Einfachheit der Konstruktion beherrscht das Kniegelenk, die richtige Lagerung seiner Scharniere sichert zuverlässiges Stehenbleiben in Streckung. Ein elastischer Zug, der über seine Vorderfläche läuft, begünstigt in kaum merkbarem Maß das Vorschwingen des Unterschenkels, verhindert in der Hauptsache das Einklemmen der Kleider in den Kniespalt. Eine seitliche Feststellungsvorrichtung bringe ich im allgemeinen nur an, wenn mehr als zwei Drittel des Oberschenkels fehlen. Bei einigen Berufen, z. B. Landwirten, Grubenarbeitern, mag die Grenze besser etwas weiter gesteckt werden. Ist der Oberschenkel in halber Länge zum mindesten erhalten, so kann die Sperrung sicher wegfallen.

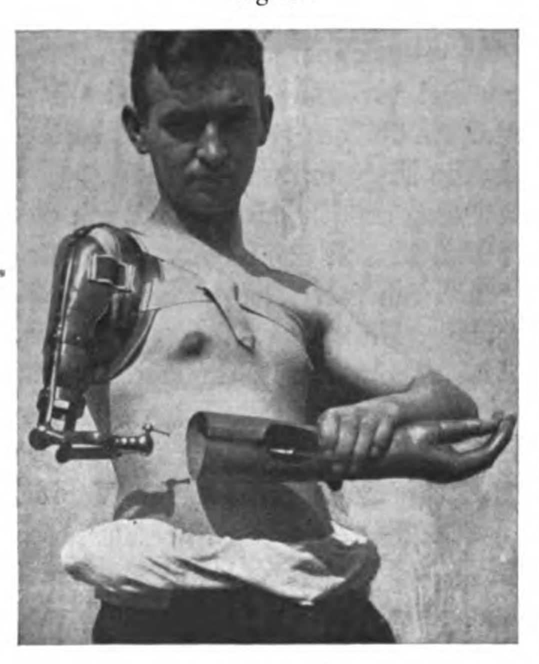
Wir wenden uns zum A r m e r s a t z, den ich aus kosmetischen und viel mehr noch aus funktionellen Gründen für wünschenswert, ja für geboten erachte, obwohl berühmte Einarmige ihn ablehnen.

Auch hier mag eine Lazarettprothese als erster Behelf behufs Stumpfübung zweckmäßig sein, ihre Anwendung ist bei guter Stumpfbehandlung zeitlich noch beschränkter als am Bein. Die beiden an eine Armprothese zu stellenden Forderungen, Wiederherstellung der Form und der Funktion, sind auch hier für Hand- und Kopfarbeiter in verschiedener Weise in Angriff zu nehmen, aus den gleichen Erwägungen



heraus, wie sie für Beinamputierte geltend gemacht wurden. In jedem Fall ist eine Kombination derart wohl zweckmäßig, daß die im wesentlichen als Arbeitsarm gebaute Prothese sich leicht kosmetisch ergänzen und verdecken läßt, während der sog. Sonntags- oder Schmuckarm des Kopfarbeiters ebenso leicht zu gelegentlicher körperlicher Arbeit herzurichten ist. Die Bemühungen von Ingenieuren um die Schaffung von Arbeitsarmen haben bekanntlich während des Krieges viel Aufsehen erregt und zunächst hoch eingeschätzte Konstruktionen auf den Markt gebracht. Bei aller Würdigung solcher Bemühungen habe ich von Anfang an Bedenken gehegt, ob die selbständige und traditionslose Arbeit von Laien Brauchbares erzeugen könne auf einem Gebiet, das seine Geschichte voll Erfahrungen und Enttäuschungen hinter sich hat, auf einem Gebiet, dessen Beherrschung nicht nur technisch-konstruktive Fähigkeiten zur Voraussetzung hat. Nach allem, was mir über die Ergebnisse kritischer Nachprüfung neuerdings bekannt geworden ist, hat die Ernüchterung bereits eingesetzt.

Fig. 2.



Einfachheit der Konstruktion ist nach meiner Ueberzeugung das erste Erfordernis für einen brauchbaren Arbeitsarm. Dadurch wird nicht nur die Handhabung und Gewöhnung erleichtert, sondern auch an Gewicht so viel gespart, daß dem Träger die Vorrichtung zur Lust und nicht zur Last wird. Alle diese Postulate erfüllt nach meinen eigenen praktischen Beobachtungen der sog. Würzburger Arbeitsarm Riedingers in hohem Maße. Auch die Kummetaufhängung desselben scheint mir die beste Lösung darzustellen, die wir derzeit besitzen. Sache der Werkstättentätigkeit ist es nun, unter den vielen bereits angegebenen Arbeitsansätzen die besten, d. h. die am vielseitigsten brauchbaren, herauszufinden und für die verschiedenen Berufe jeweils das entsprechende Instrumentarium zusammenzustellen, natürlich unter Einhaltung einer gewissen „Normalisierung“. Wird statt des Arbeits-

ansatzes eine Hand mit Vorderarmstulpen eingeschoben, so kann der Verstümmelte sich auch kosmetische Befriedigung jederzeit verschaffen (Fig. 2).

Für den Kopfarbeiter hat der erfindungsreiche Leiter meiner Klinikwerkstätten, Bingler, Hand und halben Vorderarm der Kunstprothese abnehmbar gebaut, ein beliebiger Arbeitsansatz kann an ihrer Stelle eingeschoben werden. Weit höher hinaus streben unstreitig Erzeugnisse wie der sagenumwobene Carnesarm. Ich habe den doppeltamputierten Vertreter der amerikanischen Firma kürzlich zu sehen Gelegenheit gehabt und die Leistungen bewundert, zu denen ihn jahrelange Uebung mit den Apparaten befähigt, ganz ähnlich, wie ich die Künste eines Jongleurs mit Staunen betrachte. Aber gerade diese Vorführungen haben mein Urteil bestärkt, daß auf solchem Weg eine ernsthafte Arbeitsleistung unmöglich ist. Was Herr Smith zeigt, vollbringt der handlose Patient Hoeftmans mit unendlich einfachen Mitteln sehr viel schneller und leichter; er leistet aber außerdem außerordentlich viel praktische Arbeit, die dem Carnesarm unzugänglich ist und bleibt. Die alte Idee der Fernwirkung von Muskeln auf die Prothese, welche auch dem Carnesarm zugrunde liegt, ist neuerdings von Sauerbruch mit dem operativen Mittel der Sehnen- bzw. Muskelschlingenbildung verwirklicht worden, wie vor ihm unter anderen schon von Vanghetti. Daß letzterer sich über Erfolge während des vergangenen Dezenniums ausgeschwiegen hat, liegt vielleicht an dem gleichen Defekt, gegen welchen Sauerbruch noch kämpft: es fehlt die das gelungene Werk der Operation krönende Prothese. Ich glaube kaum, daß eine Hand mit im Wechselspiel frei beweglichen Fingern auf diesem Weg sich wird erzielen lassen, welche erhebliche Leistungen zu vollbringen vermöchte. Viel eher dürfte der Zug der Schlinge nutzbar zu machen sein, wenn er den Sperrmechanismus einer Arbeitshand ein- und ausschaltet, eine Idee, mit welcher Herr Bingler sich zurzeit in meiner Klinik beschäftigt.

Ueberblicken wir schließlich noch einmal den heutigen Stand der Prothesentechnik, so dürfen wir meines Erachtens die Frage des Beinersatzes im wesentlichen als gelöst betrachten, während für den Kunstarm noch manches zu tun übrig bleibt. Aber auch hier ist viel erreicht, anderes angebahnt. Auf diesem Gebiet weiterzuarbeiten, erscheint mir als eine der schönsten Aufgaben der mechanischen Orthopädie.

XV.

Das starre Prinzip im Bau selbsttätiger künstlicher Glieder und seine praktische Anwendung.

Von

Dr. Alfred Jaks,
praktischer Arzt in Chemnitz.

Mit 9 Abbildungen.

Im Gegensatz zu der Vielheit der selbsttätigen Kunstglieder, welche sich elastischer Elemente in Gestalt von Federn, Gummizugbändersehnen und Schnüren bedienen, habe ich einen anderen Weg eingeschlagen und ein System von parallelen starren Hebeln konstruiert, welches sowohl auf dem Gebiet des Kunstbeins als auch auf dem des Kunstarms eine Neuheit bedeutet und bereits zu praktischen Erfolgen geführt hat. Das Feld der Statik und Mechanik des menschlichen Körpers ist bereits seit einer Reihe von Jahren von mir bebaut worden. Ich war also kein Neuling mehr auf dem Gebiet, als ich an die Aufgabe der Lösung des Kunstgliederbaus herantrat. Meine Arbeit über die Mechanik und Statik des weiblichen Beckens, welche 1904 im 54. Band, Heft 2 der „Zeitschrift für Geburtshilfe und Gynäkologie" erschienen ist und mir den Caruspreis der Leopold.-Karolinischen Akademie zu Halle a. S. im Jahre 1912 eingetragen hat, ist ein Beweis dafür, daß ich für die Sache vorgeschult war. In dem Werk über das weibliche Becken habe ich die alte traditionelle Lehre zerstört, daß das Becken ein Tonnengewölbe sei, und gelehrt, daß es sich um eine nach allen Regeln der Architektonik gefügte andere Form, nämlich um ein Kuppelgewölbe, handelt, in welches das Kreuzbein durch Schraubengelenke wie ein Kuppelsegment eingeschaltet ist. Nachdem ich nun durch meine Studien sehen gelernt hatte, welche Gesetze das menschliche Knochengerüst beherrschen, trat ich an die Lösung der Frage, die uns durch den Krieg gestellt war, Kunstglieder zu schaffen,

mit dem nötigen wissenschaftlichen Rüstzeug heran. Das Glück war mir hold. Es gelang mir eine neue Konstruktion, welche ich in meiner ersten Publikation im Februarheft der Therapie der Gegenwart 1916 die bilevatore getauft habe, weil sie ein System von parallellaufenden starren Hebeln verwendet.

Um gleich in medias res zu gehen, gebe ich ein kurzes Bild von meinem Kunstbein.

Meine Kunstbeinerfindung geht von der Tatsache aus, daß drei Punkte im Körpersystem, Beckenpunkt, Hüftgelenkpunkt und Kniegelenkpunkt, bei der Bewegung des Körpers sich gegeneinander verschieben, daß der Kniepunkt beim Strecken des Oberschenkels sich vom Beckenpunkt entfernt und beim Beugen des Oberschenkels sich diesem nähert und daß diese abwechselnde Entfernung und Annäherung der Punkte dazu benutzt werden kann, um, in ein paralleles Spiel von Hebeln umgesetzt, eine selbsttätige Kniegelenk- und Fußgelenkbewegung zu erzeugen. Der Abstand der Punkte in Beugung und Streckung beträgt etwa 6 cm.

Ich konstruierte zunächst nach dem Vorgang der Nürnberger Schere folgendermaßen:

Fig. 1, 2, 3, 4. Man ersieht aus diesen Figuren, daß beim Beugen des Oberschenkelstumpfes die Kniepunkte c_1 und c_2 zusammenrücken, indem sich Punkt c_1 dem Punkt a nähert, und daß infolgedessen der Punkt c_2 den Punkt d_1 nach oben trägt und folglich die Fußspitze sich heben muß. Beim Strecken entfernt sich c_2 von a, die Punkte c_1 und c_2 rücken auseinander, c_2 stößt den Punkt d_1 nach unten, und die Fußspitze wird infolgedessen gesenkt. Der Grad der Senkung unter die Horizontale ist von mir optimal auf 15° bestimmt worden. Ich habe also das erste Kunstbein in der Welt konstruiert, welches es ermöglicht, in Spitzfußstellung die Erde zu verlassen, wie es beim physiologischen Gang geschieht. Hat aber die Fußspitze des Kunstbeins sich vom Erdboden gelöst, so muß sie infolge der Beugung des Oberschenkelstumpfes sich in der Richtung nach oben bewegen, und zwar geschieht das während der ganzen Phase des Durchschwingens des Beins. Erst dann, wenn das Kunstbein die Erde wieder mit der Ferse berührt, tritt die Spitzfußstellung wieder ein. Da ich nun eine selbsttätige Fußbewegung gebaut hatte, die das Anstoßen verhindert, war es nicht mehr nötig, prinzipiell eine Verkürzung des Kunstbeins, die bei den bisherigen Beinprothesen notwendig ist, vorzunehmen. Ich baue das Kunstbein genau so lang wie das gesunde Bein. So wird das Gleichgewicht des



Körpersystems nicht wesentlich mehr gestört, sondern es wird das Hinken auf ein Mindestmaß zurückgeführt. Natürlich ist es ausgeschlossen, ein Kunstbein zu erfinden, das nicht lahmt. Es ist un-

Fig. 1.

Fig. 2.

Fig. 3.

Fig. 4.

möglich, da ja eine Maschine nicht so blitzschnell funktionieren kann, um mit der Geschwindigkeit des gesunden Beins zu arbeiten. Man kann einen Blitzzug nicht mit einem Personenzug Wettlauf machen lassen.



Bei der praktischen Ausführung meines Parallelhebelsystems überzeugte ich mich, daß der obere Parallelhebel (am Oberschenkel) nicht notwendig ist, sondern daß man im Gegenteil durch seine Weglassung eine größere Freiheit und Unabhängigkeit vom Becken gewinnt. Die Konstruktion erhielt daher folgende Gestalt: Fig. 5, 6, 7.

Die Funktion meines Apparats ist inzwischen von mir nach allen Richtungen ausprobiert worden und sie hat sich bewährt. Ich habe bereits im Februar 1916 auf dem Orthopädenkongreß erklärt, daß ich ein Gegner der Feder im Beinprothesenbau bin, denn ich sagte mir, daß die Feder nur in einer Richtung von Nutzen ist, nämlich zur Streckung

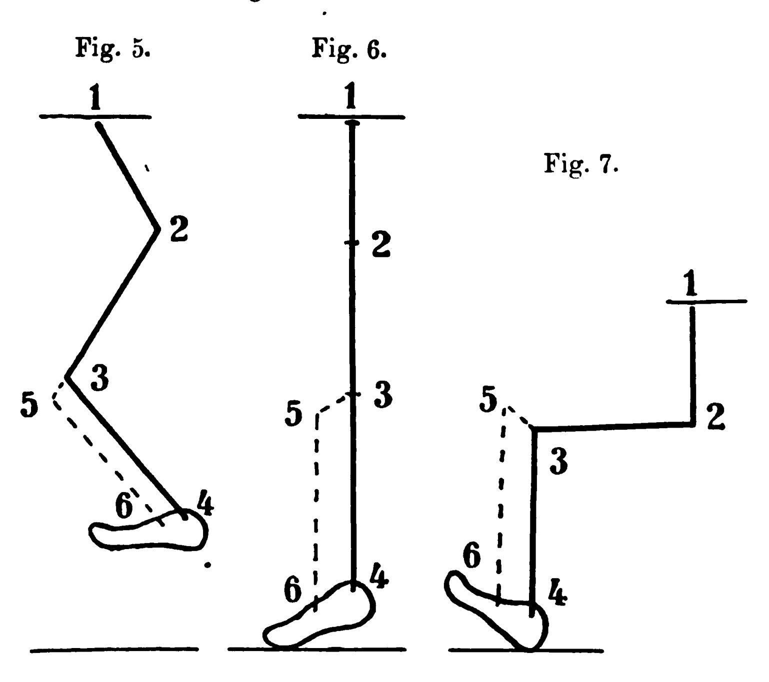


Fig. 5. Fig. 6. Fig. 7.

des Kunstbeins, während sie der Beugung widerstrebt und daher einen großen Kraftaufwand des Stumpfes voraussetzt. Ich habe mich auch überzeugt, daß es so ist. Ich sah vor einiger Zeit einen Mann, der im 17. Lebensjahr sein Bein verloren hatte. Er trägt sein Kunstbein (ein sehr gutes Federbein) seit 15 Jahren, hat es also vollkommen beherrscht. Seit 2 Jahren bringt er es nicht mehr zur abwechselnden Beugung und Streckung. Der 17 cm lange Stumpf ist vollkommen gesund, aber er hat, wahrscheinlich infolge der Kriegsunterernährung, nicht mehr die Kraft zu schleudern und dadurch die Beugung des Kunstbeins im Kniegelenk zu bewirken. Bei meinem System braucht man das Kunstbein nicht zu schleudern, da es federlos ist. Die einfache Beugung und Streckung des Oberschenkelstumpfes genügt, um



das Kniegelenk und das Fußgelenk spielend zu bewegen. Es gibt keine Ueberanstrengung des Stumpfes. Der oben genannte Federkunstbeinträger trägt nun das Kunstbein wie einen Stelz. Das liegt aber nicht am Apparat, sondern an der Schwäche des Stumpfes.

Ich möchte daher Federn aus dem Kunstbeinbau verbannt wissen. In diesem Sinne ist das Freilaufbein von Nolte gebaut. Wahrscheinlich hat der Autor es so genannt, weil es frei von Federn läuft. Inwieweit aber meine Konstruktion der Noltekonstruktion überlegen ist, zeigt sich aus folgender Erwägung. Nolte hat die von den Orthopäden (Hoeftman, Riedinger, Jacob usw.) aufgestellten Regeln, das Kniegelenk möglichst weit nach hinten, den Fußgelenkpunkt möglichst weit nach vorn zu legen, wohl berücksichtigt. Aber auch ein solches Bein ist der Gefahr des Einknickens ausgesetzt. An meinem Kunstbein ist das Zusammenknicken beseitigt durch den Umstand, daß ich den Fuß auf drei feste statische Punkte während der Berührung mit der Erde gestellt habe, wie wenn man eine Gewehrpyramide zusammengesetzt hätte. Der Spitze der Pyramide entspricht das Kniegelenk, der Basis der Pyramide die drei Fußpunkte. Oder ein anderes Bild: Wenn man den Daumen und den Mittelfinger der Hand senkrecht auf die Tischplatte stellt und die Hand über die Fingerspitzen rollen läßt und dann den vorgestreckten Zeigefinger davor stellt, so begreift man, warum der von mir eingeschaltete Unterschenkelvorderparallelhebel dem Kunstbein einen so festen Stand gibt. Die Standfestigkeit ist so groß, daß nicht einmal ein kräftiger Faustschlag in das Kniegelenk das durch die Körperschwere belastete Kunstbeingerüst einzuknicken vermag. Da nun ferner der vordere Fußgelenkpunkt dem hinteren Knöchelgelenk bedeutend vorgelagert ist, so kann das Kunstbein meines Systems bis zu einem gewissen Grade auch bei gebeugtem Kniegelenk belastet werden und zwar so lange, bis der vordere Kniegelenkpunkt den vorderen Fußgelenkpunkt nicht überholt. Mein System ist wie die Schlange des Aaron. Vom Boden gelöst, gehorcht es spielend dem Impuls des Stumpfes und ist frei beweglich, auf die Erde gesetzt ruht es versteift mit unerschütterlicher Sicherheit. Wenn es auch schon früher Versuche gegeben hat, Kunstbeine mit selbsttätiger Fußbewegung zu bauen, so lassen sich diese Systeme (Karoline Eichler u. a.) mit dem meinigen durchaus nicht vergleichen, da sie sich elastischer Gummizüge oder der Schnüre bedient haben. Also auch sie erzielten zwar im freien Raume eine gewisse Fußbewegung (leider in sehr beschränktem Maße), aber sie waren beim Auftreten nicht

statisch sicher und wurden daher stelzmäßig benutzt. Niemals aber hat es bisher ein Kunstbein gegeben, welches die Fußspitze beim Abhebeln unter die Horizontale senkt und dadurch die beim Abhebeln physiologische Verlängerung des Beins hervorruft. Inwieweit die Möglichkeit, die Fußspitze unter die Horizontale zu senken, auch noch von Vorteil ist, geht daraus hervor, daß mein Kunstbeinträger auf den Zehenspitzen zu gehen imstande ist.

Wenn ich also von traditionellen Vorurteilen spreche, die den Kunstbeinbaufortschritt aufgehalten haben, so möchte ich außer der Bekämpfung der Feder und Gummizüge und Schnüre auch noch auf drei andere Punkte hinweisen.

Es ist ja glücklicherweise möglich, auch mit dem schlechtesten Kunstbein zu gehen. Darauf hat Herr Gaugele in seinen Grundsätzen im Bau künstlicher Beine, erschienen in der „Deutschen medizinischen Wochenschrift" Nr. 33 (1916), auch hingewiesen. Man kann ja schließlich auch mit dem Stelzbein, dem primitivsten aller Kunstbeine, gut und sicher gehen. Aber das soll und darf uns nicht hindern, das Kunstbein zu verbessern, denn dann wird es erst ein ebenbürtiger Gegner des Stelzbeins. Es soll ihn nicht nur an Schönheit, sondern auch in der Leistung übertreffen.

Ich finde nun, daß durch das von mir gebaute System zum mindesten die Ausdauer im Stehen gewährleistet wird. Der Mann ermüdet mit dem Apparat im Stehen nicht und zeigt außerordentliche Ausdauer im Gehen. Die Bedingungen, welche die Gesellschaft für Chirurgiemechanik an ein gutes Kunstbein gestellt hat, nämlich 2 Stunden lang zu gehen oder zu stehen, hat mein Prothesenträger, der nur über einen kurzen Stumpf von 13 cm Länge verfügt, nicht nur erfüllt, sondern sogar überholt. Der Mann geht und steht den ganzen Tag, ohne sonderlich zu ermüden. Das noch vielfach verbreitete Vorurteil, der Stelz sei das beste Kunstbein, ist falsch. Er kann an Ausdauer nicht mit einem guten Kunstbein wetteifern. Er ist viel zu kurz und erzeugt daher eine Krümmung der Wirbelsäule nach der Fehlseite und führt daher sowohl beim Stehen als auch besonders beim Gehen zu leichter Ermüdung. Beim Stehen könnte man sich ja helfen, indem man ein Lager von ausgleichender Höhe unter das Stelzbein legt. Mit einem Kunstbein meines Systems kann man auch bequem und ausdauernd knieen. Ich erwähne das besonders, da manche Orthopäden die Wichtigkeit des Knieens unterschätzen. Mein Kunstbeinträger trägt Lasten bis zu einem Zentner auf der Fehlseite, gewiß ein Zeichen der Stabilität

des Systems. Die schiefe Ebene überwindet er mit überraschender Sicherheit, und zwar ist besonders der Abstieg auffallend gut, da eben der Vorderhebel als Bremse wirkt.

„Bremse“. Damit komme ich gleich auf ein weiteres Vorurteil im Kunstbeinbau. Der Besuch der Ausstellung für Kunstglieder in Charlottenburg hat mir gezeigt, daß man von gewisser Seite einen großen Wert auf eine Bremse im Kunstbeinbau legt. Glücklicherweise ist sie überflüssig und braucht daher nicht erfunden zu werden. Die beste Bremse ist der Stumpf selbst. So blitzartig schnell, wie der Gedanke dem Stumpf seinen Willen mitteilt, kann die Bremse nicht wirken und daher ist sie nicht nur überflüssig, nein, sie würde geradezu schädlich wirken, denn sie würde die Schwere des Falls vermehren. Wie ein Beinbruch vermieden wird, wenn die Muskeln erschlaffen, so verhindert das Fehlen der Bremse einen schweren Sturz. Daß ein Mann mit einem Kunstbein fällt, kann man ebensowenig verhindern, wie den Fall eines Mannes mit gesunden Gliedern. Ich habe mich aber überzeugt, daß mein Prothesenträger (ich habe ihn zweimal stürzen sehen) gefahrlos fällt und mit großer Leichtigkeit sich wieder aufrichtet. Im übrigen habe ich beobachtet, daß, wenn der Mann sich vergißt und stolpert, das Kunstbein bis zur natürlichen Hemmung, die in meinem System bei etwas mehr als 90° liegt, zusammenknickt, und der Mann mit einigen Hüpfbewegungen wieder auf beide Beine kommt, bei welchem Vorgang natürlich das geschickte gesunde Bein die Arbeit leistet. Beim Stelzbein ist die Gefahr des Ausgleitens, besonders im Schneegelände, außerordentlich groß.

Bremse und Feder sind daher nach meiner Ansicht Vorurteile im Beinprothesenbau.

Ein drittes Vorurteil ist die Meinung, ein Kunstbein müßte so leicht wie möglich sein. Das ist nicht richtig. Zur Erhaltung des Körpergleichgewichts ist sogar eine gewisse Schwere geradezu erforderlich. Ein Kunstbein darf nicht zu schwer und nicht zu leicht sein. Am besten ist ein Gewicht von 6—7 Pfund. Ist ein Kunstbein zu leicht, so wird die Körperwirbelsäule nach der gesunden Seite gebogen, und es kann ferner leicht vom Wind fortgerissen werden, was namentlich bei kurzem Stumpf oft vorkommt. Ist aber das Kunstbein zu schwer, so belastet es den Träger zu sehr. Man muß den Mittelweg gehen. Mir hat Herr Professor Cramer in Köln gesagt, er bevorzuge für den Anfang ein ganz leichtes Behelfsbein. Dagegen



ist nicht viel einzuwenden. Es handelt sich ja doch nur um das Behelfsbein, nicht um die Dauerprothese.

Endlich will ich noch von der Frage der Tragfähigkeit des Stumpfes sprechen. Ich schließe mich darin Herrn Gaugele, Zwickau, an. Ich habe die Beobachtung gemacht, daß die Narbe ein noli me tangere ist. Trotz aller periostalen Operationen, deren Resultate ich in klassischer Schönheit von Herrn Professor Wullstein-Bochum habe demonstrieren sehen, scheint es mir, daß man die Narbe an eine Stelle legen soll, wo sie nicht geniert. Ich bin dafür, sie in den Trichter an der Unterseite des Stumpfes zu legen, so daß sie niemals mit der Prothese in Berührung kommt. Die Prothesenhülse trägt den Körper am Sitzknorren und am Schambein. Das Gesäß spürt davon nichts, dagegen muß sich die Schambeinhaut erst an den Druck gewöhnen. Das dauert aber nur kurze Zeit wie beim Reiten. Dann ist die Haut am inneren Oberschenkel hart geworden. Da das Volumen des Stumpfes schwankt, und zwar sogar manchmal im Laufe des Tages, so ist es oft zweckmäßig, die Stumpfhülse wie einen Schnürschuh mit Schlitzung zu versehen.

Während wir also auf dem Gebiet des Kunstbeins eine gewisse Entwicklungsmöglichkeit gesehen haben, finden wir, daß die zwingende Notwendigkeit, einen selbsttätigen Kunstarm zu bauen, eine viel größere ist. Es gibt bis jetzt keinen guten künstlichen selbsttätigen Arm. Der Carnesarm befriedigt nicht, ebensowenig alle anderen bisher angegebenen Systeme. Ohne vorläufig auf die Einzelheiten dieser Systeme einzugehen, will ich gleich hier zur Schilderung meines starren Prinzips im Kunstarmbau übergehen.

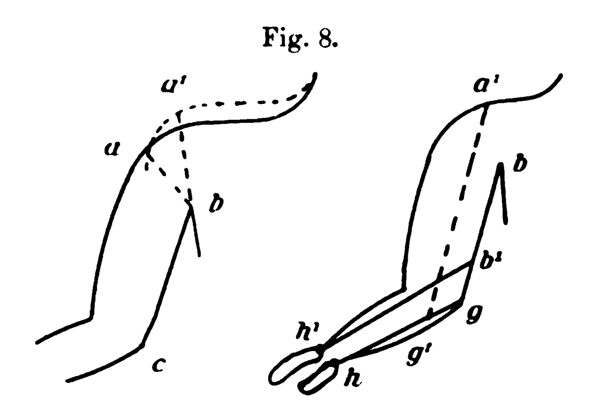
Mein Kunstarmsystem arbeitet wieder im Gegensatz zu den anderen selbsttätigen Kunstarmsystemen (Carnes u. a.) mit starren Parallelhebeln. Mit einigen kurzen Strichen will ich es schildern. Mein Kunstarm benutzt den Schulterhub und die Schultersenkung bzw. die Vor- und Rückwärtsbewegung der Schulter, wenn der Arm auf der Tischplatte ruht, um den Ellbogen zu beugen und zu strecken und gleichzeitig die Hand zu schließen und zu öffnen. Auch bei dieser Konstruktion bin ich von der Anschauung ausgegangen, daß die Verschiebung dreier Punkte im Körpersystem (die Annäherung und Entfernung des Ellbogen-, Achsel- und Schulterpunktes) in ein Spiel von Parallelhebeln umgesetzt werden kann. Die Fig. 8, 8 u. 9 veranschaulichen den Vorgang. Der Punkt b ist gewissermaßen der ruhende Pol in der Erscheinungen Flucht. Um denselben bewegt sich der Schulterpunkt a



in der Richtung nach a_1, er wird durch den Schulterhub um viele Zentimeter nach oben getragen, während die Mitbewegung des Punktes b eine geringe ist.

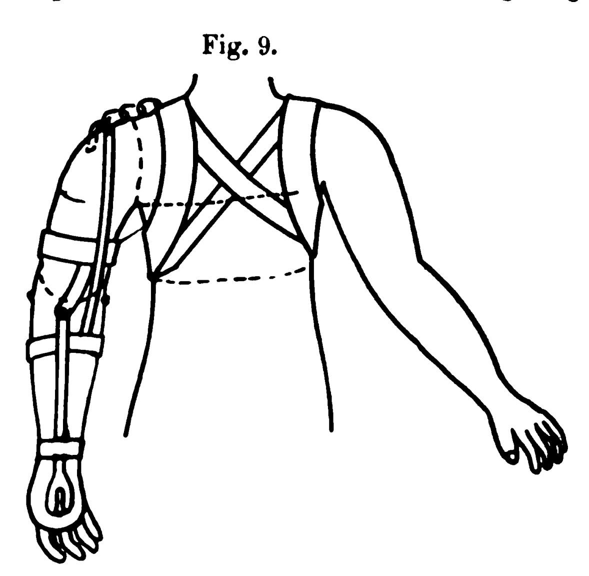
Wenn man nun den Punkt $a\,a_1$ mit dem Unterarmhebel $h\,g$ durch einen starren Hebel $a_1\,g_1$ verbindet und gleichzeitig einen starren Hebel von b_1 nach h_1 schickt, so ergibt sich folgende Wirkung:

Fig. 8.



Der Schulterpunkt a_1 nimmt bei seinem Hub den Unterarmhebel nach oben, d. h. der Ellbogen wird gebeugt. Gleichzeitig stößt der Punkt b_1 den Punkt h_1 nach vorn — und die Hand $h\,h_1$ ist geschlossen.

Fig. 9.



Bei der Schultersenkung wird das Ellbogengelenk gestreckt, und die Hand ist geöffnet.

Man kann nun dieses Parallelhebelpaar in der Tat dem Oberarmstumpf anpassen und zwar mit Hilfe einer den Stumpf umfassenden Lederhülse und einem die Schulter umgebenden Kummet (Fig. 9).



Man muß beachten, daß die Oberarmlederbandage und das Schulterkummet völlig voneinander getrennt sind. Wären diese beiden Teile zusammenhängend, so würde natürlich keine Bewegung im Kunstarm eintreten können, da ja die Punkte sämtlich gleichmäßig vom Körper mitgenommen würden. Um aber zu beweisen, daß der Schulterpunkt $a\,a_1$ einen viel größeren Spielraum der Bewegung hat als der Achsel- oder Brustpunkt b, so braucht man nur die Zeigefingerspitze der linken Hand in seine rechte Achselhöhle zu legen und die Schulter bei gestrecktem Arm auf und ab zu bewegen. Man beobachtet dann, daß die Zeigefingerspitze zwar etwas mitwandert, daß aber ihr Weg, mit dem der Schulterpunktbewegung verglichen, ein sehr geringer ist. Wenn man vom Unterarm ein starres Band über die Schulter zum Oberschenkel der Gegenseite führt und daselbst fixiert, so geschieht die Beugung durch Schulterhub, die Streckung durch Schultersenkung.

Die Einzelheiten meines Systems habe ich in einem besonderen Buche veröffentlicht. Es würde über den Rahmen dieses Aufsatzes hinausgehen, alles das zu sagen, was in dem Buche in der knappsten Form in 24 Oktavseiten zusammengestellt ist. Hoffentlich wird die Summe der Erfahrungen bald wachsen, so daß man vermehrte und verbesserte Auflagen haben wird. Der Titel heißt: Ein neuer selbsttätiger Kunstarm. Von Dr. Alfred Jaks, Chemnitz. Es ist in jeder Buchhandlung zu haben.

Ich habe bisher nur ein Modell meines Kunstarmes gebaut. Zwei weitere sind im Bau und sollen in allernächster Zeit praktisch an Einarmern ausprobiert werden. Bisher haben wir die Funktion des neuen Kunstarms so geprüft, daß wir den Apparat durch Binden am Armstumpf anpaßten und die oben geschilderte Bewegung durch Schulterhub und Schultersenkung erzielten. Es ist daher notwendig, für den Kunstarm eine ganze Reihe von Experimenten anzustellen. Da aber das Verlangen nach einem selbsttätigen Kunstarm so außerordentlich groß ist, so zweifle ich nicht, daß die großen Werke, die ich angerufen habe, mich technisch zu unterstützen, mir helfen werden, die Schöpfung, die ich theoretisch bis ins einzelste durchdacht habe, zu vollbringen. Ich habe mich in diesem Sinne an die Siemens-Schuckert-Werke, die Zeißwerke in Jena und die Kruppwerke in Essen gewandt und hoffe, mit Rat und Tat in diesem so schwierigen Werk gestützt zu werden. Schon die Frage der Beschaffung des Materials macht Schwierigkeiten. Mein Modell wiegt (ohne Leder) bisher knapp ein Pfund. Dieses Kunst-





armmodell, das zurzeit in der Kriegsfürsorge in Köln zur Schau gestellt ist, hat nur eine Klaue von drei Fingern und zwei Daumen. Wenn man aber Finger bauen will, so erhöht sich das Gewicht durch die Schwere des erforderlichen Eisens, und ich suche daher nach einem leichten Metall, Edisonmetall oder Zeißmetall. Beide sollen eine härtere Form des Aluminiums sein.

Während also das Kunstbein nicht zu leicht sein darf, wie ich oben nachgewiesen habe, so ist der Kunstarm möglichst leicht zu gestalten. Im übrigen ist zu sagen, daß auch der Kunstarm ein gewisses Gewicht haben muß. Denn man kann die Beobachtung machen, daß die Einarmer alle eine Wirbelsäulenverkrümmung nach der gesunden Seite bekommen, weil das Gewicht des Armes an der Fehlseite ausgeschaltet ist.

Herr Professor Wullstein hat daher den Versuch unternommen, diesen Unterschied in der Belastung des Körpers dadurch auszugleichen, daß er den Armstumpf mit Bleiplatten beschwert hat. Er hat auch die Skoliose der Schulmädchen experimentell mit dieser Methode behandelt. Die Resultate sind noch nicht bekannt. Mir selbst erscheint es einfacher, die Skoliose dadurch zu bekämpfen, daß man den Stiefelabsatz der Seite, nach welcher die Wirbelsäulenkrümmung fällt, erhöht. Auf diese Weise ist es vielleicht möglich, die Haltung in umgekehrtem Sinn zu beeinflussen und nicht nur die Biegung in der Frontalachse, sondern auch die Drehung um die Längsachse (die Torsion) zu beseitigen. Ich würde diese Methode zum Experimente empfehlen, um so mehr, als man kaum Schaden damit stiften kann, denn man kann ja die Höhe der Absätze von Zentimeter zu Zentimeter stufenweise regeln.

Indem ich hoffe, auf dem Gebiet des Kunstarmes bald mit neuem Material dienen zu können, schließe ich meine Ausführungen und bitte um die Unterstützung aller Orthopäden, das Werk zur Vollendung zu bringen. Denn es wird noch viele Mühe kosten, um es aus der rohen Form zu entwickeln und zu verfeinern. Meinen Standpunkt zum Carnesarm und zum Wert der Stodola-Sauerbruchschen Operation habe ich in meinem Buche: „Ein neuer selbsttätiger Kunstarm“ niedergelegt.

Ich schließe mit den Versen:

> Der grimme Krieg mag leicht zerstören
> Der Glieder kunstgefügten Bau,
> Ich laß mich nicht vom Wahn betören,



Nachschöpfung ist nur matt und grau —
Gleichwohl hab' ich mit Kraft gerungen
Und einen Fortschritt mir erzwungen!

und dem zusammenfassenden Prinzip meiner Forschungen: Der Körper allein ist befähigt, als Feder in doppeltem Sinne zu wirken, um Bewegung und Gegenbewegung, Beugung und Streckung auszulösen, die Uebertragung des Körperwillens vom Stumpf auf selbsttätige Kunstglieder geschieht zweckmäßig durch ein Parallelspiel von starren Hebeln.

Anmerkung: Meine im Anfang des Artikels erwähnte Erfindertätigkeit reicht bis zum Jahr 1900 zurück. In jenem Jahr erfand ich den Gebärmantel, eine praktische Vorrichtung zur Erleichterung der Entbindung, und einen auf demselben Prinzip beruhenden Krankenaufrichter. Ferner habe ich die Form der Geburtszange grundsätzlich umgebaut, um durch Aenderung der Zangenkurve den Damm zu entlasten. Dieses „Rotationszange" genannte Instrument ist von mir im Jahre 1912 dem internationalen Gynäkologenkongreß in Berlin demonstriert worden. Die Konstruktion der neuen Geburtszange ist eine Frucht meiner im Anfang erwähnten theoretischen Beckenforschungen. Ich hoffe, daß meine Erfindungen nunmehr eine weitere Verbreitung erreichen werden, nachdem ich die Summe derselbeu vermehrt habe. Jede Erfindung verletzt bestehende Interessen und hat mit Anfeindung zu kämpfen. Mögen die Reibungen dieses Mal unter der Not des Bedürfnisses geringer werden, damit ich die Freude des Erfolges erleben kann!

Seit der Niederschrift des Artikels (11. Oktober 1916) ist der Kunstarm von mir bedeutend entwickelt worden. Weitere Publikationen werden folgen.

Der Kunstarm wird zur Zeit in praktischer Form von der Firma Rohr & Co. in Hilden bei Düsseldorf gebaut. Ich habe festgestellt, daß derselbe nicht nur große Kraft entwickelt, sondern auch durch die Fortleitung des starren Bewegungshebels ein ausgeprägtes Tastgefühl besitzt. Man kann mit dem Arm ohne Uebung hantieren, schreiben, Nägel einschlagen, den Meißel führen, Lasten bewegen, ein Henkelglas zum Mund führen usw. Der Kunstarm ist im Handgelenk drehbar.



XVI.

Prothesen für kurze Stümpfe.

Von

Dr. **R. Radike,** Berlin.

Mit 8 Abbildungen.

Die Schwierigkeiten in der Anfertigung brauchbarer Prothesen bei Amputationsstümpfen kurz unterhalb des Gelenkes sind bekannt. Sie haben dazu geführt, daß in der Mehrzahl der Fälle darauf verzichtet wurde, den Stumpf und das darüber sitzende Gelenk nutzbringend zu verwerten. Diese völlige oder teilweise Stillegung eines Gelenkes bedeutet naturgemäß außer der Einschränkung der Beweglichkeit zugleich eine Herabminderung der Arbeits- und Erwerbsfähigkeit, die unter Umständen so schwer ins Gewicht fällt, daß der Verletzte seinen Beruf aufzugeben gezwungen ist.

Besonders wichtig ist diese Frage für Armamputierte. Für ganz kurze, aber noch gut bewegliche Oberarmstümpfe hat bis in die letzte Zeit eine Prothese gefehlt, die es dem Träger ermöglicht, alle oder doch wenigstens die meisten Bewegungen im Schultergelenk wieder auszuführen.

Riedingers Konstruktion hat für eine Reihe derartiger Fälle sich bewährt, ebenso die Brandenburgbandage mit doppelter Kappe. Ausgezeichnet ist die Lösung in einem von Borchardt in letzter Zeit vorgestellten Falle gelungen.

Bei den Unterarmamputierten ist die Zahl der kurz unterhalb des Ellbogengelenkes Amputierten merkwürdigerweise ziemlich groß. Bis jetzt hat man darauf verzichtet, diese nur einige Zentimeter langen Stümpfe zur Arbeit zu verwerten. Derartige Verletzte wurden wie Oberarmamputierte behandelt. Die Gebrauchsfähigkeit des Ellbogengelenkes bedeutet aber für den Amputierten eine Erhöhung seiner Arbeitsfähigkeit um etwa ein Drittel bis zur Hälfte. Sie ist also für den

Verletzten außerordentlich wichtig. Die Schwierigkeit liegt darin, daß der Stumpf eine Führung der Prothese fast immer praktisch unmöglich macht, da er infolge seiner Kürze bei jeder Belastung aus der bisher üblichen Bandage herausgleitet. Nachstehende Konstruktion hat sich bisher auch in Fällen von ganz kurzen Stümpfen bewährt (Fig. 1 u. 1 a):

Der Stumpf wird in einer besonderen, nach dem Modell gearbeiteten, gewalkten Lederkappe gefaßt. Diese ist vorne knapp vor der Ellbogenbeuge abgeschnitten. Sie umschließt das Olekranon und geht im leichten Winkel über dieses hinweg auf den Oberarm hinaus, um, wie bei der Gipsprothese und der Unterarmbandage für schwerere

Fig. 1.

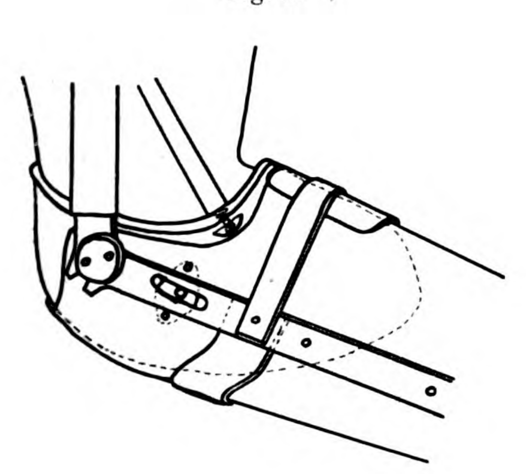


Fig. 1 a.

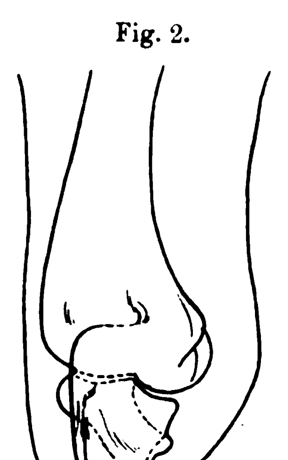


Arbeiten[1]), beim Strecken des Armes einen kräftigen Widerhalt zu bieten. Diese Schutzkappe liegt innerhalb eines Schienenhülsenapparates mit Scharniergelenk. Die Befestigung desselben am Arm erfolgt durch zwei Riemen am Oberarm und einen am Unterarm in der Ellbogenbeuge. Die Unterarmhülse darf nur wenig länger als der Stumpf sein, um das Gewicht so leicht wie möglich zu gestalten. Die Verbindung zwischen Stumpfkappe und Unterarmhülse erfolgt durch zwei seitliche Stifte an der Stumpfkappe, die in zwei Schlitzen der Unterarmschiene verlaufen und so eine Führung der Unterarmhülse

[1]) Merkblatt 4 der Prüfstelle, Bandage 8.

erwirken. Der Schlitz wird zweckmäßig nach aufwärts leicht bogenförmig gestaltet. Von dem Rande der Stumpfkappe in der Ellbogenbeuge gehen zwei Spiralfederzüge nach dem oberen Ende der Seitenschienen der Oberarmhülse. Sie haben einen doppelten Zweck: erstens die Stumpfkappe dauernd an den Stumpf heranzupressen und dadurch sein Herausgleiten aus der Kappe zu verhindern, zweitens die Last des Unterarmes und damit die Beugung zu erleichtern. Die Spiralfedern müssen so stark sein, daß der Arm mit Handgelenk in Beugestellung gehalten wird. Kommt nun das Gewicht des Ansatzstückes dazu, so fängt der Unterarm an, sich zu senken, kann aber durch eine Anspannung der Stumpfmuskulatur wieder gehoben werden. Eine Bewegung, die ohne Stumpfkappe und Federzug nicht ausführbar ist. Erst durch die wiedergewonnene Beugung des Unterarmes aber wird dem Amputierten eine wirkliche Betätigung mit dem Unterarm ermöglicht. Um die Anpressung an den Stumpf zu verstärken, kann man noch eine dritte Spiralfeder zwischen dem oberen Rand der Stumpfkappe am Olekranon und der Oberarmhülse anbringen.

Fig. 2.



Die Wahl des Handgelenkes muß mit besonderer Sorgfalt erfolgen. Je nach der Art des Berufes und der noch vorhandenen Kraft ist durch praktische Erprobung festzustellen, mit welchem Handgelenk der Amputierte am besten arbeitet. In dem hier abgebildeten Falle (Fig. 2) ist der Mann trotz der Kürze des Unterarmstumpfes von etwa 3 cm imstande, ein Rotahandgelenk von 240 g und einen Feilkloben von 325 g so zu bewegen, daß er damit arbeiten kann. Die Möglichkeit liegt vor, das noch leichtere Handgelenk des Brandenburgarmes zu geben, wobei allerdings zu berücksichtigen ist, daß dieses nur eine Drehung um die Längsachse gestattet. Für einen Landwirt kann die Kellerhand, die etwa 500 g wiegt, in solchen Fällen anfangs zu schwer sein. Entweder muß man ihm zunächst leichtere Ansatzstücke geben, wobei er das jedesmalige Auswechseln mit in den Kauf nehmen muß, oder man bringt ganz besonders starke, im Notfalle auch doppelte Spiralfederzüge an, um das Gewicht des Ansatzstückes auszugleichen und dem Amputierten so die Beugung des Unterarmes zu ermöglichen.

Bei kurzen Unterschenkelstümpfen besteht die Schwierigkeit

nicht nur in der mangelnden Führung der Prothese, sondern auch in dem nicht genügend festen Sitz. Der Stumpf gleitet bei jedem Hinsetzen und Aufstehen sowie bei jedem Schritt auf und ab. Der Patient

Fig. 3.

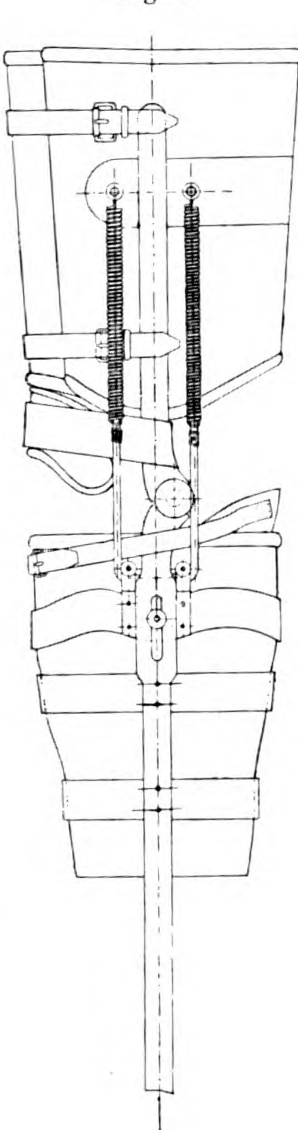


Fig. 3 a.



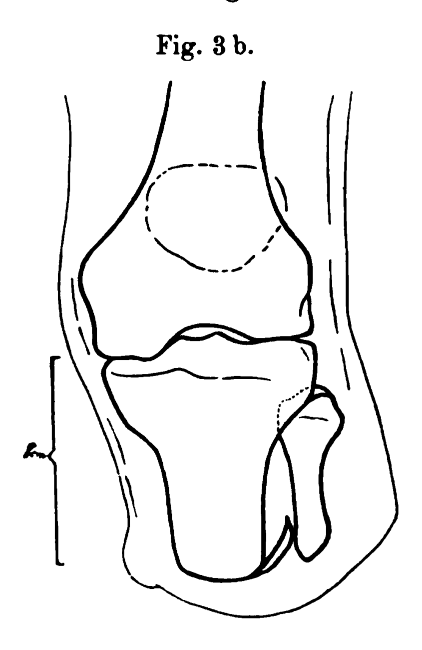
klagt über ein Gefühl der Unsicherheit und über das leichte Wundwerden des Stumpfes. Der Gang wird infolgedessen vorsichtig und hinkend. Als erschwerend kommt hinzu, daß gerade bei den kurzen Unterschenkelstümpfen fast immer ein Genu valgum besteht, so daß an der Außenseite des Stumpfendes sich leicht Druckstellen entwickeln.

Bis jetzt hat man in solchen Fällen entweder einen Apparat gegeben, in dem der Amputierte mit rechtwinklig gebeugtem Knie ging, oder Prothesen wie für Oberschenkelamputierte, also bis zum Tuber mit Sitzring, Traggurt und unter Umständen sogar mit Beckengürtel.

Im folgenden ist eine Konstruktion dargestellt, durch die der Versuch gemacht ist, den angegebenen Schwierigkeiten Rechnung zu tragen und doch eine verhältnismäßig leichte Prothese zu schaffen (Fig. 3, 3 a, 3 b):

Sie besteht in einem Schienenhülsenapparat, der nur etwas über die Mitte des Oberschenkels hinausgeht; dadurch ist die Möglichkeit

Fig. 3 b.



für ein bequemeres Sitzen, Reiten und Radfahren gegeben. Der Stumpf wird in einer glattanschließenden, weichen Kappe gefaßt, die innen aus Sämischleder, außen aus glattem Schafleder besteht. Der Rand der Kappe wird durch einen Polsterring gebildet. Der mit der Kappe bekleidete Stumpf ruht in einer festen Lederhülse, in deren oberem Rand ein Stahlring von 2 cm Breite und 0,25 cm Stärke verläuft. Zwischen dieser Lederhülse und dem Stahlgerüst der Unterschenkelprothese besteht eine Führungsverbindung durch zwei seitliche Rollen, die in Schlitzen der Seitenschienen verlaufen. Am unteren Ende der über den Stumpf verlängerten Lederhülse erfolgt in dem Verstärkungsring der Prothese die zweite Führung. Damit diese gleichmäßig erfolgt, muß die Hülse entsprechend der Länge der Verschiebung den gleichen



Durchmesser behalten. Am oberen Rande der Lederhülse ist an beiden Seiten vorn und hinten je eine Rolle angebracht, durch die zwischen den Stahlschienen und dem Kniegelenk eine Darmsaite verläuft. Ihre beiden Enden sind mit Spiralfederzügen befestigt, die an den Seitenschienen der Oberschenkelhülse endigen. Durch diesen Federzug wird die Hülse beim Sitzen wie beim Gehen dauernd an den Stumpf angepreßt. Dadurch, daß der Zug beiderseits stets gleichmäßig vorn und hinten erfolgt, wird jede ungewollte Bewegung der Lederhülse und dadurch jeder ungleichmäßige Druck vermieden. Damit die Rollen tadellos laufen, müssen die Seitenschienen genau gerichtet sein, so daß Schlitz und Rolle parallel stehen. Der Schlitz muß lang genug sein, um beim Auf- und Abgleiten den Führungsrollen genügenden Spielraum zu gewähren.

Auf das Genu valgum ist insofern Rücksicht zu nehmen, als ein Ausgleich herbeizuführen ist in der Unterschenkelschiene und der Lederhülse.

Bei der Streckung des Kniegelenkes erfolgt jedesmal eine gewisse Korrektur, die vom Patienten deutlich empfunden wird. Es ist dafür Sorge zu tragen, daß der Druck an der Außenseite des Stumpfendes nicht zu stark wird. Die Prothese ist 1 kg leichter als die entsprechende Oberschenkelprothese.

Bei Amputation im Chopartgelenk oder bei atypischer Operation, wobei außer Talus und Calcaneus auch das Naviculare ganz oder teilweise erhalten bleibt, wird den Patienten vielfach nur ein fester Stiefel gegeben. Der Gang mit demselben kann ganz zufriedenstellend sein. In einer Anzahl von Fällen läßt sich aber nach einigen Monaten eine Veränderung der Fußstellung beobachten, die dem Amputierten das Gehen außerordentlich erschwert.

Durch die allmählich sich entwickelnde Verkürzung der Achillessehne oder auch durch die willkürliche Fußsenkung beim Gehen, wie Roß annimmt, bildet sich eine Spitzfußstellung aus, die zu einem Abrutschen des Unterschenkels nach vorne auf der Talusrolle führen kann.

In einem kürzlich beobachteten Falle bestand eine ausgesprochene Luxation nach vorne. Es ist daher notwendig, bereits bei der Verordnung der Prothese auf die Möglichkeit der Entwicklung dieser Stellungsanomalie Rücksicht zu nehmen durch Einfügung eines Filzkeils in den Schuh. Die Korrektur der fehlerhaften Fußstellung kann, wenn eine Tenotomie der Achillessehne

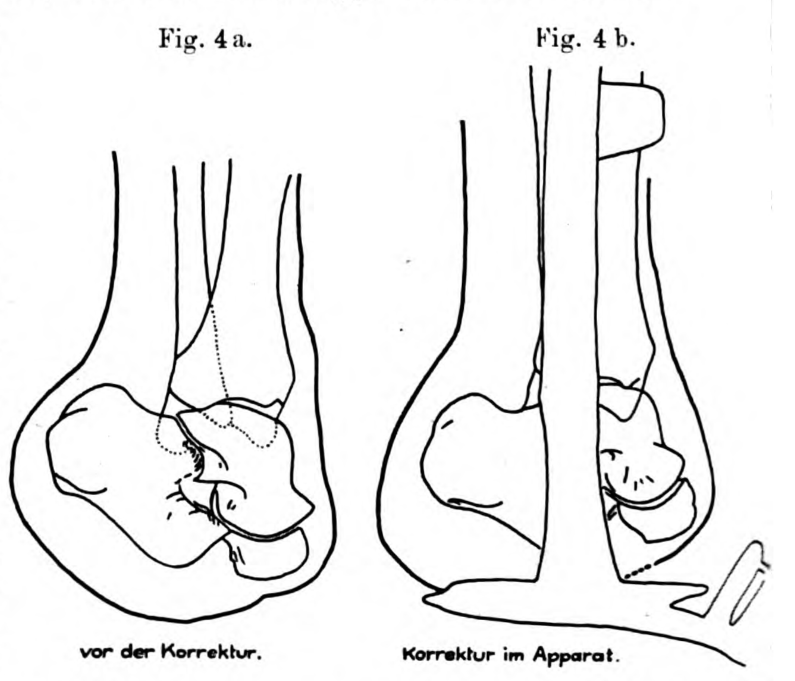
Fig. 4.



abgelehnt wird, durch folgenden Apparat herbeigeführt werden (Fig. 4, 4a u. 4b):

Der Unterschenkel ist in einem Schienenhülsenapparat gefaßt mit einer festen vorderen und anschnallbaren hinteren Lederhülse. Den Fußstumpf umgibt eine vollkommen anschließende, hinten schnürbare Lederkappe. Der Stumpf ruht auf einer Platte von Leichtmetall, die auf Gummipuffern, je einem an der Innen- und Außenseite, federt. Die Gummipuffer stecken in einem vorn breiter werdenden Filzkeil. Dadurch wird das vordere Ende des Stumpfes elastisch gehoben. Statt der Gummipuffer können auch starke Spiralfedern genommen werden. Nachdem die Schnürung der Stumpfkappe geschlossen ist, wird eine Fersenkappe durch zwei Riemen an zwei Knöpfen an der Innen- und Außenseite des Mittelfußes fest angezogen. Danach wird die hintere Lederhülse an den Seitenschienen fest angeschnallt. Der im Fußgelenk befindliche Anschlag erlaubt zum Abwickeln des Fußes nach vorne eine Beugung von 30°, nach hinten von nur 10°, um der Spitzfußstellung entgegenzuarbeiten. Der Beginn der Korrektur läßt sich im Röntgenbilde sofort nachweisen.

Fig. 4a. Fig. 4b.



XVII.

Aus dem Fürsorge-Reservelazarett München
(Chefarzt: S. K. H. Dr. med. Prinz Ludwig Ferdinand von Bayern).

Operative Verbesserungen der Gebrauchsfähigkeit der Stümpfe.

Von

Oberarzt a. K. Dr. **Georg Hohmann,** München.

Mit 14 Abbildungen.

a) Stumpfkontrakturen.

Wenn schon die Gelenkkontrakturen bei Erhaltung der Extremität den Gebrauch meist sehr beeinträchtigen, so macht bei einem Verlust des Gliedes eine Kontraktur im benachbarten Gelenk den Menschen noch hilfloser, indem dadurch der Wert der Prothese erheblich sinkt. Uns begegnet eine große Reihe von Adduktionskontrakturen des Schultergelenks bei Oberarmamputierten, von Ellbogenkontrakturen bei Vorderarmverlust, von Handversteifungen bei Fingerverlust, von Spitzfußstellung bei Vorderfußdefekt, von Kniebeugekontrakturen bei Amputation im Unterschenkel, von Hüftadduktions- oder Beugekontrakturen bei Oberschenkelamputation. Alle diese Kontrakturen beeinträchtigen den Gebrauch des Kunstarms oder -beines in mehr oder minder erheblichem Grade.

Aber fast alle Kontrakturen lassen sich auch mehr oder weniger verhüten, wenn schon während der Heilung der Wunde eine geeignete Stellung im Verband, frühzeitige Bewegungen und orthopädisch-gymnastische Maßnahmen angewendet werden. Besonders das erstere, eine geeignete Stellung im Verband, ist von entscheidender Bedeutung. Erst in der letzten Zeit hat der inzwischen verstorbene Riedel (Münch. med. Wochenschr. Nr. 39, 1916) auf die Versteifung des Schultergelenks durch Hängenlassen des Arms



in der Mitella hingewiesen, wodurch die untere Gelenkkapseltasche verödet. Um so mehr bei direkter Verletzung des Schultergelenks, bei der oft mit Ausheilung in Versteifung zu rechnen ist. Hier ist von vornherein die bestmögliche Gebrauchstellung des Gelenks zu geben, d. h. eine Abduktion wie bei der künstlichen Arthrodese dieses Gelenks. Fig. 1 zeigt eine ankylotische Ausheilung einer Schultergelenkschußverletzung in der sehr ungünstigen Adduktionsstellung des Stumpfes. Der Gebrauch einer Arbeitsprothese ist dadurch aufs äußerste erschwert, wenn nicht unmöglich gemacht. Das gleiche trifft für alle anderen Gelenke ebenso zu.

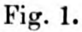


Fig. 1.

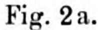


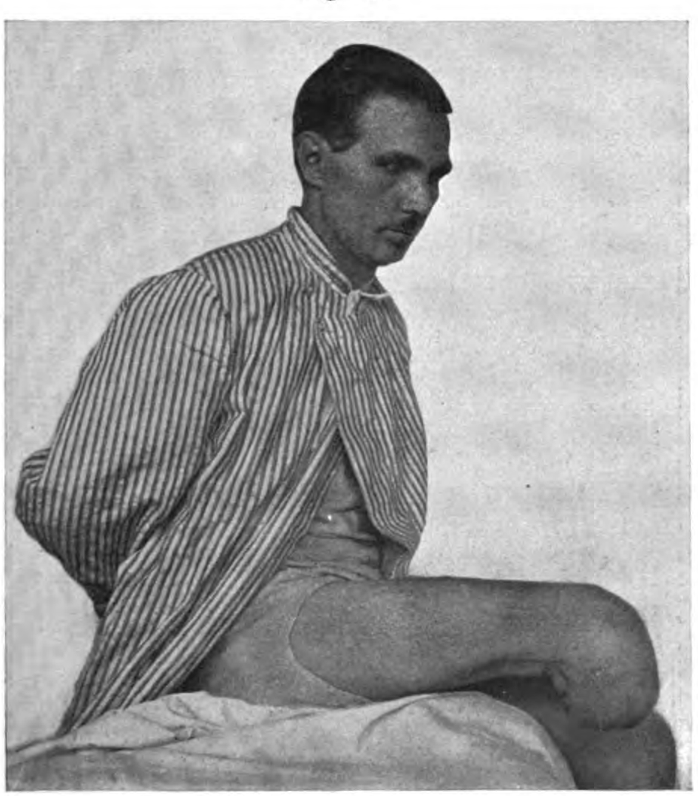
Zur Heilung dieser Kontrakturen stehen uns unsere aus der Friedensorthopädie bekannten Operationen zur Verfügung, für ungünstige Ankylosen Osteotomien, welche die Stellung korrigieren, oder Gelenkmobilisierungen, für Kontrakturen bei Versagen unblutiger Methoden Durchschneidung der Schultermuskeln, des Brachialis internus oder Biceps am Ellbogen, der Achillessehne, der Adduktoren der Hüfte, seltener des Iliopsoas, die Verlängerung der Kniebeugesehnen und der Quadricepssehne.

Besonders wichtig erscheint die Behebung der häufigeren Beugekontraktur des Kniegelenks, auch wenn der Unterschenkelstumpf nur sehr kurz ist. Es ist in den meisten Fällen unnötig, die übrigens längst bekannte Konstruktion der Prothese bei Beugestellung des Stumpfes anzuwenden, die Müller-München-Gladbach (Münch. med. Wochenschr. Nr. 37, 1916), mitteilt, weil es fast immer gelingt, die Kontraktur operativ zu beseitigen. Auch ist es nicht richtig, was Müller befürchtet, daß man „bei Durchschneidung der Beugesehnen auf die aktive Beugung verzichten“ müsse. Man verlängert eben die Beugesehnen offen und Z-förmig und erhält sich so die volle

aktive Beugefähigkeit, wie Fig. 2 u. 3 zweifelfrei sehen lassen.

Fig. 4a u. b zeigt einen Fall, bei dem das Streckhindernis nicht allein in den Beugesehnen, sondern auch in der Gelenkkapsel lag, so daß das Knie rechtwinklig versteift war. Nach Verlängerung der Beugesehnen habe ich die hintere Kapsel nach Spitzys Vorschlag quer durchschnitten und dadurch erweitert, so daß der Patient seinen — zwar


Fig. 2a.



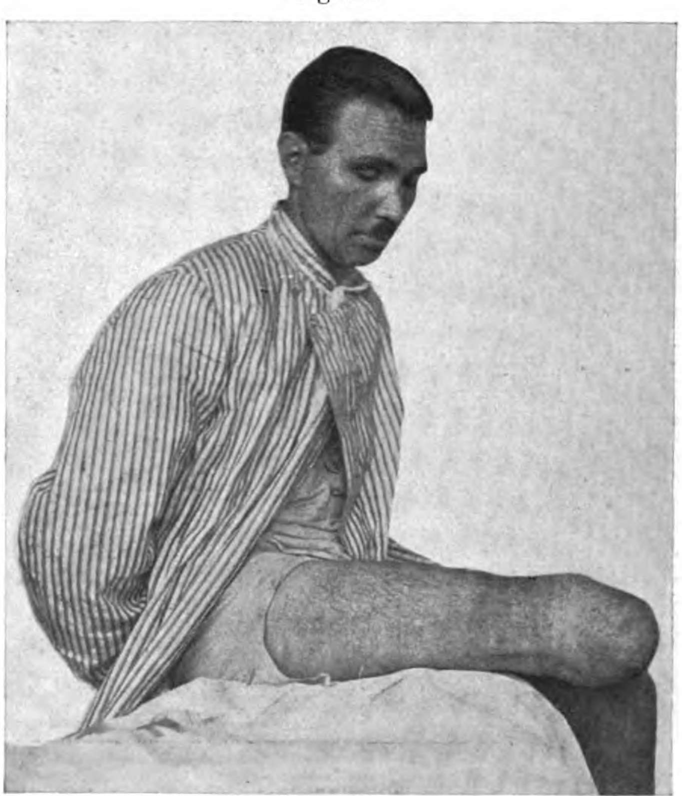
kurzen — Unterschenkelstumpf im Knie beugen und fast ganz strecken kann. Dadurch erhalten die Patienten die Möglichkeit, ihre Beinprothesen im Kniegelenk ausgiebig zu beugen und zu strecken. Jener veraltete Standpunkt, der den kurzen Unterschenkelstumpf geringschätzte und ihn absichtlich versteifen ließ, um auf ihm den Patienten gehen zu lassen, ist darum überall aufzugeben. Wir sind in der Lage, Beinprothesen zu konstruieren, die eine gute Bewegung des kurzen Unterschenkelstumpfes erlauben, und ich verweise auf die Arbeit von Schede in diesem Hefte, der eine solche Beinprothese mitteilt.

b) Mittelhandgreiffinger.

Aus den Resten einer verstümmelten Hand läßt sich vielfach noch auf operativem Wege manches herausholen, um sie wenigstens teilweise wieder gebrauchsfähig zu gestalten. Bei Verlust sämtlicher Finger und sogar eines Teiles der Mittelhandknochen kommt es hauptsächlich auf den Zustand des Handgelenks an.

Der bewegliche Handrest ist zu mancherlei Hantierung zu gebrauchen. Ich sah kürzlich einen Bauernburschen, dem sämtliche

Fig. 2 b.

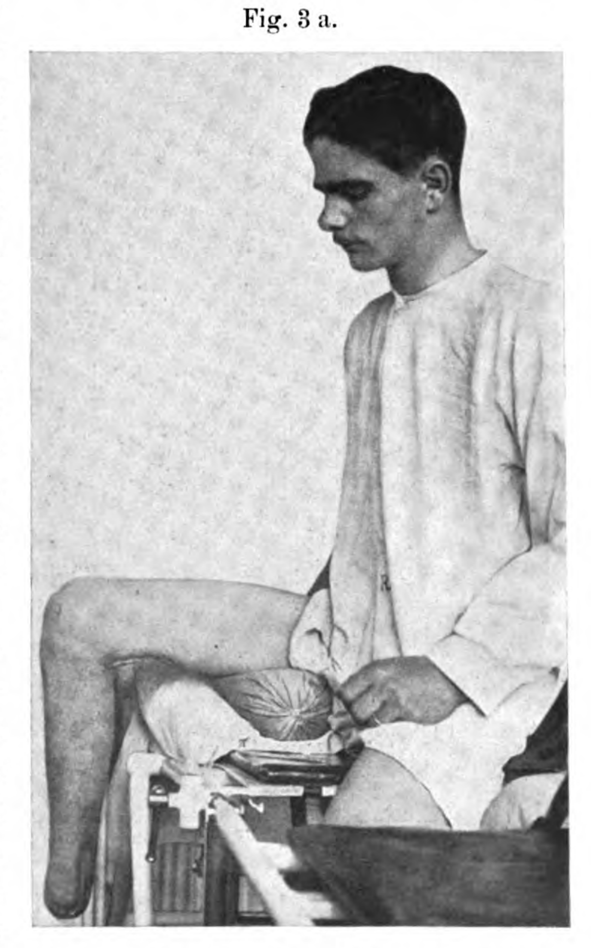


Finger und über die Hälfte der Mittelhandknochen von der Futterschneidmaschine abgeschnitten waren und der mit seinem Handstummel äußerst geschickt war, die Zügel beim Kutschieren einhing usw. Ist also in einem solchen Fall das Handgelenk versteift, so müssen wir es operativ beweglich machen, um Beugung, Streckung, Pro- und Supination frei zu bekommen.

Günstiger liegen die Verhältnisse, wenn sämtliche Mittelhandknochen erhalten sind. Dann kann man durch eine Lösung des Daumenmetacarpus diesem eine solche Bewegungsfreiheit verschaffen, daß er

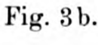
zur Opposition fähig wird. Wie ich jetzt erfahren habe, hat schon 1912 Klapp (Deutsche Zeitschr. f. Chir. Bd. 118) diesen Gedanken erfolgreich ausgeführt, indem er aus dem ersten Mittelhandknochen einen Greiffinger gestaltete, und kürzlich ist Burkard (Münch. med. Wochenschr. Nr. 39, 1916) auf dieselbe Idee gekommen, indem er aus einem fingerlosen Handteller die Mittelhandknochen löste, fingerähnlich gestaltete und Greiffinger schuf. Fig. 5 zeigt einen Fall ähnlich dem Klapps. Es fehlte Daumen, zweiter und dritter Finger. Der Metacarpus I trug noch ein etwa $1^1/_2$ cm langes Stückchen des Grundgliedes des Daumens. Dieses war knöchern mit dem Köpfchen des zweiten Mittelhandknochens verwachsen. Dadurch war jede aktive und passive Bewegung des I. Metacarpus sowohl Streckung, wie Ab- und Adduktion oder Opposition aufgehoben. Da das Röntgenbild eine Unversehrtheit des I. Carpometacarpalgelenks aufwies, war die operative Lösung des Mittelhandknochens aussichtsreich. Ich trennte am 28. VII. 16 die Synostose am Ende des ersten Mittelhandknochens, durchschnitt den sich anspannenden und verkürzten Musculus interosseus dorsalis und die obersten Fasern des Adductor pollicis, bis es gelang, den ersten Mittelhandknochen bis zu einem erheblichen Grade zu abduzieren. Den Hautdefekt deckte ich teils durch Lappenbildung aus der Umgebung, teils, da ich schlecht ernährte und adhärente Glanzhaut ausgeschnitten hatte, durch gestielten Hautlappen aus demselben Oberschenkel, der gut anheilte. Nach 3 Wochen Beginn mit Uebungen, Bädern usw. Das Resultat war ein gutes, wie die Fig. 6 u. 7 zeigen. Patient kann mit dem nun frei und selbständig

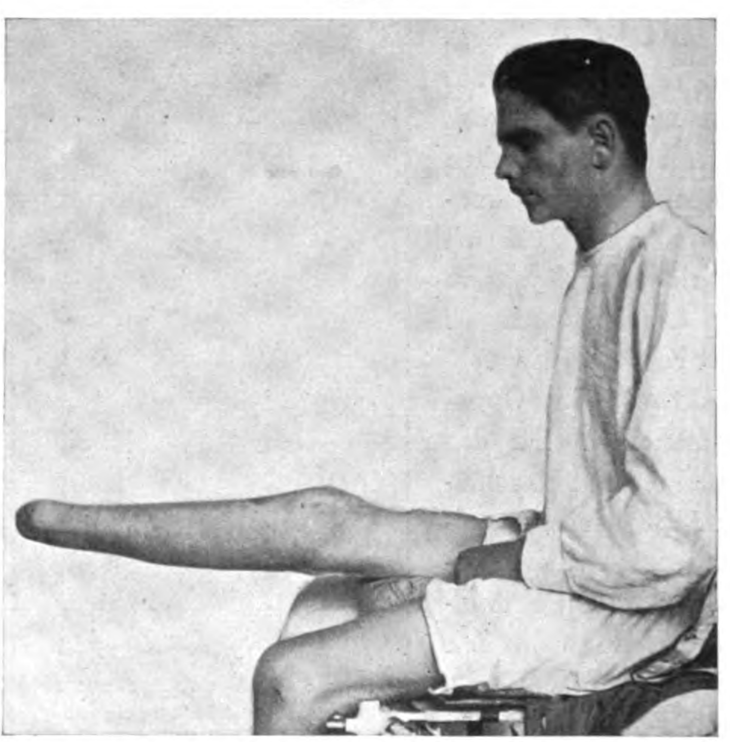
Fig. 3 a.



gewordenen Mittelhandknochen jede Bewegung ausführen, ihn kräftig opponieren und ab- und adduzieren und fast zur Berührung mit den ihm verbliebenen vierten und fünften Fingern bringen. Er kann zwischen dem neuen Greifdaumen und den Fingern Gegenstände halten und mit ihnen hantieren.

Wie Burkard in seiner erwähnten Arbeit zeigt, gelingt es auch bei den anderen Mittelhandknochen, sie selbständig zu machen. Von großer Wichtigkeit ist der Hinweis auf die Vorteile, welche die Erhaltung der Ansatzpunkte der kleinen Handmuskeln für die operative Verbesserung der Funktion des Handrestes bietet. Dies muß, wo immer möglich, bei der Amputation schon beachtet werden. Die Exartikulation im Mittelhandfingergelenk beraubt uns dieser Ansatzpunkte. Die Erhaltung auch nur eines Stückchens des Grundgliedes rettet die Ansatzpunkte der für die Bewegung der Metarcarpen so wichtigen kleinen Handmuskeln. In unserem Fall war das $1^1/_2$ cm lange Stückchen des Daumengrundgliedes von größter Wichtigkeit, weil an ihm sich der Adductor pollicis, der Adductor und Flexor pollicis brevis ansetzen, ohne deren Mitwirkung die Bewegung

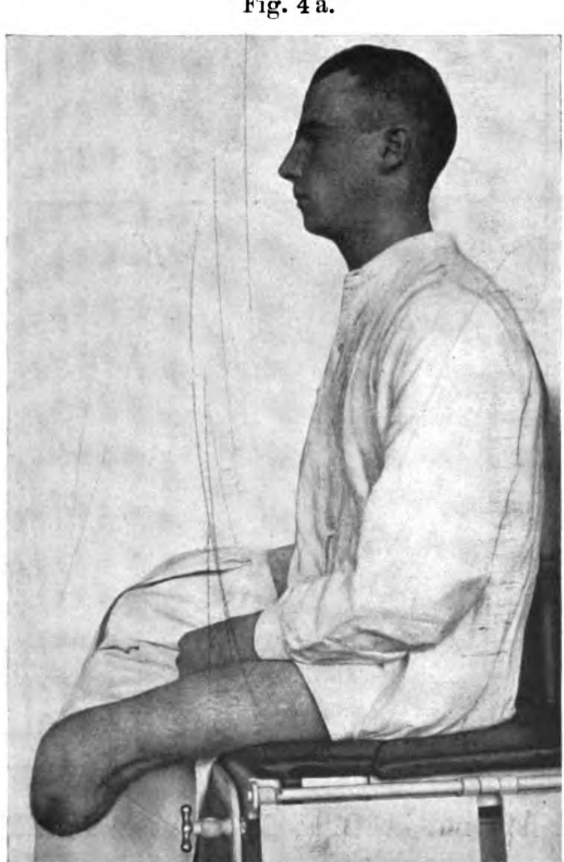

Fig. 3b.



des neugebildeten Mittelhanddaumens eine beschränktere hätte bleiben müssen. In den Merkblättern für Amputationen muß deshalb mit allem Nachdruck auf diese wichtige chirurgisch-anatomische Forderung hingewiesen werden.

Was die Möglichkeit aus einer verstümmelten Hand herauszuholen betrifft, so scheint es mir das zweckmäßigste zu sein, *bei Verlust sämtlicher Finger vor allem den ersten*

Fig. 4 a.



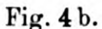
und fünften Mittelhandknochen zu lösen und selbständig zu machen, weil um diese sich ein System von Ballenmuskeln gruppiert, mit deren Hilfe die Bewegungsfähigkeit eine verhältnismäßig große ist.

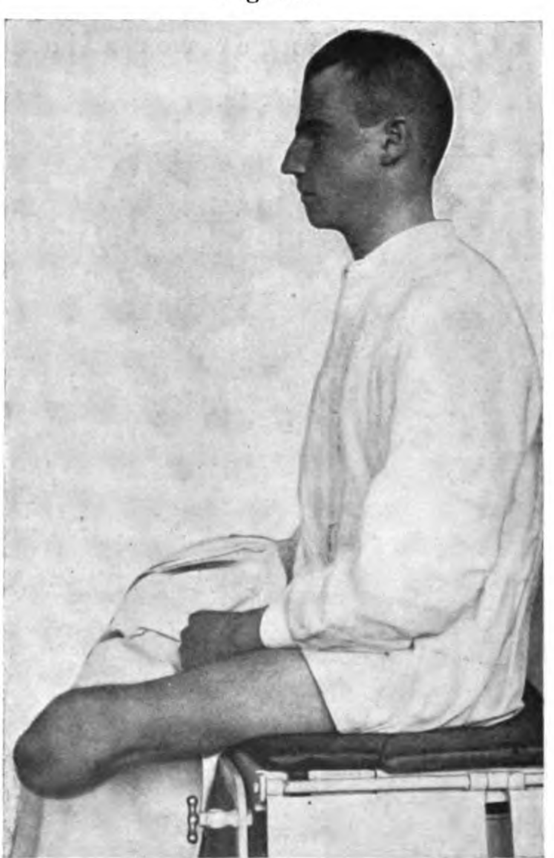
c) Fehler bei Gritti, Pirogoff und Chopart.

Eine allgemeine Abhandlung über Stumpffehler zu schreiben, ist durch die meisterhafte, in ihrer gedrängten Kürze erschöpfende Darstellung *Payrs* auf der II. Kriegschirurgentagung (Münch. med.



Wochenschr. Nr. 24, 1916) über: „Die Absetzung von Arm und Bein in Rücksicht auf die Folgen“ und durch die Rittersche Arbeit im 2. Bd. 1911 der Ergebnisse der Chirurgie und Orthopädie über: „Moderne Bestrebungen zur Verbesserung der Amputationstechnik“ zurzeit un-


Fig. 4 b.



nötig. Ich will hier nur in Kürze einige ausgewählte kleinere Kapitel behandeln.

Die Leistungsfähigkeit der Stümpfe nach Gritti, Pirogoff und Chopart hat sich, soweit ich sehen kann und soweit Berichte vorliegen, auch in diesem Kriege im großen und ganzen bewährt. Eine Anzahl Beobachtungen aber von weniger guten Resultaten geben mir Veranlassung, neuerdings auf die hauptsächlichsten Ursachen von Mängeln hinzuweisen, die diesen drei Methoden oft anhaften und die auch früher schon, wenn auch vereinzelt, erkannt worden sind.

Die Grittistümpfe, die wir an einem großen Material beobachten können, weisen nicht selten Fehler auf. In erster Linie

beschäftigen uns die Sequestrierungen, die zwischen Patella bzw. Knochenspan und Femur eintraten und zu neuerlichen Operationen Veranlassung gaben. Man findet dann meist die Patella an einem Rande des Femur angewachsen und nekrotische Teile an dem übrigen Umfang des Knochens, mit abgestoßenen Sequestern, bröckliger Spongiosa, Zerstörung des Inneren der Patella, was uns wiederholt genötigt hat, um eine Ausheilung zu erzielen, die ganze Patella wieder zu entfernen. Das sind keine ganz vereinzelte Fälle, die uns

Fig. 5.



Fig. 6. Fig. 7.



den Gedanken aufzwingen, daß ein zu früher Verschluß der Knochenhöhle bei den eitrigen Frakturen nicht das Richtige sein kann.

Dies hat auch wohl Oehlecker veranlaßt (Zentralbl. f. Chir. Nr. 27, 1911), eine neue Modifikation des Gritti anzugeben, die er die treppenförmige Amputation nennt. Er schneidet einen sehr langen, verhältnismäßig schmalen vorderen Weichteillappen, in dem die Patella liegt, und behandelt offen 3—4 Monate lang bis zur vollen Reinigung der Wunde. Während dieser Zeit retrahiert sich der Lappen, der anfangs viel zu lang schien, und es gelingt dann nach Anfrischung des Knochens mit dem scharfen Löffel die Vereinigung von Patella und Femur ohne weitere Störung zu erreichen. Das Verfahren ist jedenfalls wert, ernstlich nachgeprüft zu werden.

Der zweite Fehler beim Gritti ist die schon früher beobachtete Verschiebung der Patella nach der Seite, ja nach oben. Fig. 8 zeigt einen solchen Fall, bei dem die Patella seitlich innen abgewichen und nur mit einer schmalen Stelle angewachsen ist. Ursache: der Zug des verkürzten Quadriceps, der entweder von vornherein zu kurz war und deshalb an der Quadricepssehne durch treppenförmige Tenotomie hätte verlängert werden müssen oder der durch die Eiterung bei der Heilung sich retrahiert hat. Dies letztere könnte wohl durch das Oehlecker-

Fig. 8.

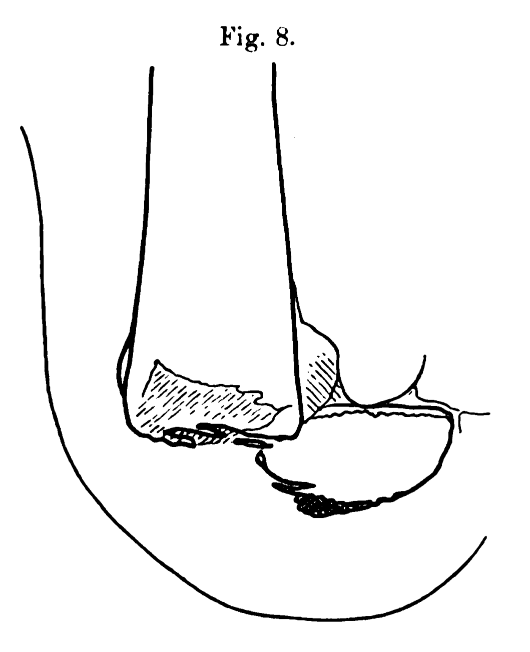
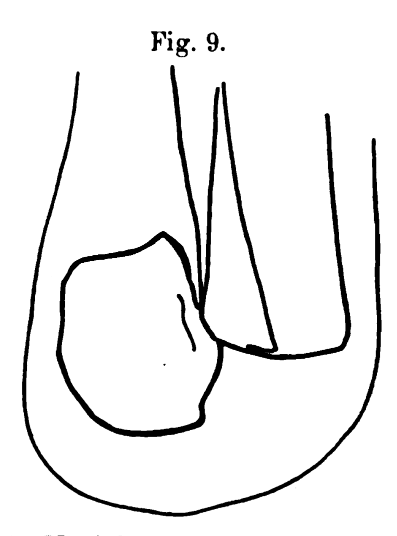


Fig. 9.



sche Verfahren verhütet werden. Auf alle Fälle dürfte es sich aber wohl neben der genügenden Länge der Quadricepssehne empfehlen, die Ansätze der Antagonisten, der Beuger ebenfalls anzunähen, um ein Gegengewicht von vornherein zu schaffen.

Beim Pirogoff beobachten wir einen ähnlichen Fehler. Man sieht recht oft, daß das auf die Malleolen gelegte Calcaneusstück mehr oder weniger stark nach hinten oben verschoben und dann entweder gar nicht angeheilt oder in dieser fehlerhaften Lage angewachsen ist. In beiden aber tritt meist Beschränkung der Gebrauchsfähigkeit des Stumpfes bei der Belastung ein. Fig. 9 u. 10 sind Beispiele beider Fälle. Fig. 9 zeigt einen Pirogoff links nach Erfrierung des Fußes, bei dem das Calcaneusstück in loser Verbindung mit dem Unterschenkelknochen und nach hinten und oben verschoben ist. Nach dem Bild hat es sich um 90° gedreht. Bei der Belastung schmerzt der Stumpf an der Grenze zwischen Tibia und Calcaneus. Offenbar tritt dabei eine



Pressung oder Zerrung ein. Um den Patienten schmerzfrei zu machen, wurde es schließlich nötig, das verschobene bewegliche Calcaneusstück zu entfernen, worauf die Beschwerden verschwanden. Bei der Operation zeigte sich das Calcaneusstück in festem Zusammenhang mit der Achillessehne, von der es getrennt werden mußte. Am rechten Fuß hat der gleiche Patient ebenfalls wegen Erfrierung einen Chopart. Auch dieser zeigt den gleichen Mangel wie der Pirogoff der linken Seite, obwohl er besser funktioniert. Aber auch hier bestehen bei der Belastung Schmerzen. Das Röntgenbild Fig. 11 zeigt einen nach hinten

Fig. 10.

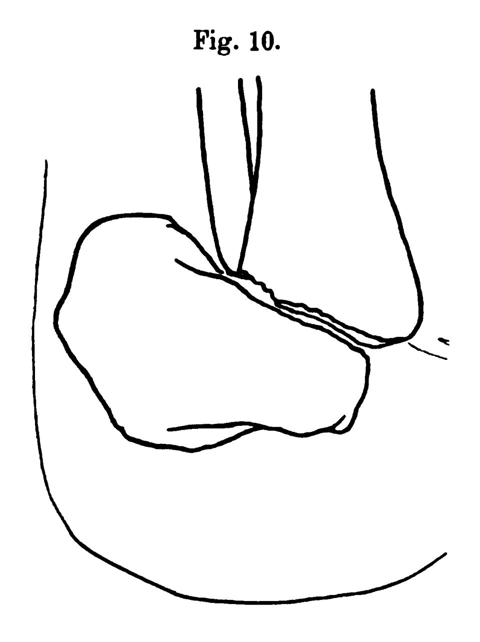
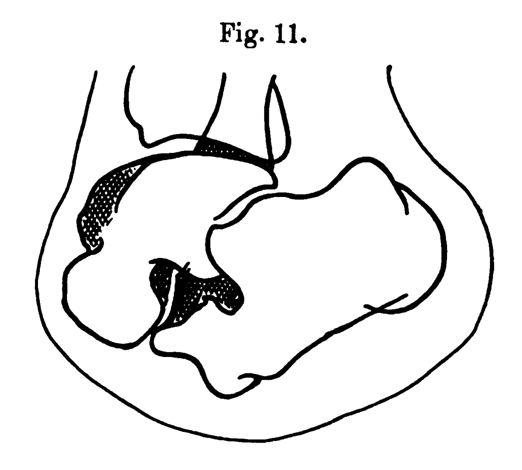


Fig. 11.



oben gezogenen Calcaneus, dessen vordere untere Partie tiefer steht als die hintere und mit dem vorderen, spitz gestalteten Teil des Knochens zur Belastung kommt. Außer der Spitzfußstellung ist noch eine mäßige Varusstellung vorhanden.

Die Ursache liegt einmal in der Verkürzung und dem Zug der Achillessehne und zweitens darin, daß die Extensoren, vor allem der Tibialis anticus und ext. digitorum, nicht am vorderen Teil des Stumpfes wirken, vielleicht weil sie dort nicht vernäht wurden, vielleicht auch weil sie nicht genügend Spannung besaßen, um das Uebergewicht der Achillessehne auszugleichen. *Primäre Tenotomie der Achillessehne und Schaffung von festen Ansatzpunkten für die Streckmuskeln am Talus unter gehöriger Spannung ist also immer geboten.*

Ein weiterer Fall, Fig. 10, zeigt uns ein nach hinten oben verschoben angeheiltes Calcaneusstück. Die Belastungsfläche ist nicht horizontal, sondern von vorn nach hinten oben abgeschrägt, offenbar,



weil Tibia und Fibula nicht horizontal, sondern in schräger Richtung abgesägt wurden. Vermutlich handelt es sich in diesem Falle um die Modifikation des Pirogoff von Günther, der durch die schräge Richtung der Sägeflächen die Spannung der Achillessehne aufheben will. Das Abgleiten des Calcaneus nach hinten ist aber offensichtlich gerade auf den Zug der Achillessehne zu schieben. Dieser Stumpf ist ebenfalls nicht tragfähig. Es bestehen Schmerzen bei der Belastung, und zwar sowohl vorn unten an der Belastungsfläche als auch in der Fuge zwischen Calcaneus und Tibia und zwar im vorderen Teil derselben, offenbar verursacht durch die ungleichmäßige Belastung dieser Fuge, die vorn stärker gedrückt wird als hinten.

Diese Beispiele genügen, um das Wesentliche zu erkennen. Die Verkürzung der Achillessehne und der fehlende Gegenzug der Antagonisten ist die Ursache des fehlerhaften Stumpfes, indem die Spannung und der mächtige Zug des Gastrocnemius die knöcherne Verheilung des Calcaneusstückes verhindert oder es an eine falsche Stelle ziehen, wodurch die Belastungsverhältnisse sich ungünstig gestalten. Diese Ursache ist schon früher teilweise und vereinzelt erkannt worden und es sind ja eine Anzahl von Modifikationen des Pirogoff erfunden worden, um den verschiedenen Mißständen abzuhelfen. Die zur Ausschaltung des schädlichen Zuges der Achillessehne angegebene, eben erwähnte Günthersche Modifikation scheint mir aber nicht geeignet, ihren Zweck immer zu erfüllen, weil ich es nicht für richtig halten kann, eine schräge Sägefläche anzulegen, die eine ungleichmäßige Belastung bedingt und von deren schiefer Ebene das Calcaneusstück ja förmlich nach hinten abgleiten muß, wenn der Zug der Achillessehne wirkt.

Bekanntlich hat unter anderen Oehlecker zur besseren Befestigung des Calcaneusstückes die Pflockung mit dem zweiten Mittelfußknochen ausgeführt.

Im allgemeinen dürfte wohl die **ausgiebige primäre Tenotomie der Achillessehne in Verbindung mit der Vernähung der Antagonisten, der Streckmuskeln, am vorderen Rande des Calcaneus genügen, um den schädlichen Zug auf das Calcaneusstück bis zur knöchernen Verheilung auszuschalten.** Wenn diese Forderung erfüllt wird, werden wir bessere Resultate bei Pirogoff und Chopart haben.



XVIII.

Aus dem orthopädischen Spital und den Invalidenschulen in Wien
(k. u. k. Reservespital 11,
Kommandant Oberstabsarzt Prof. Dr. Hans Spitzy).

Behandlung von Stumpfkontrakturen.

Von

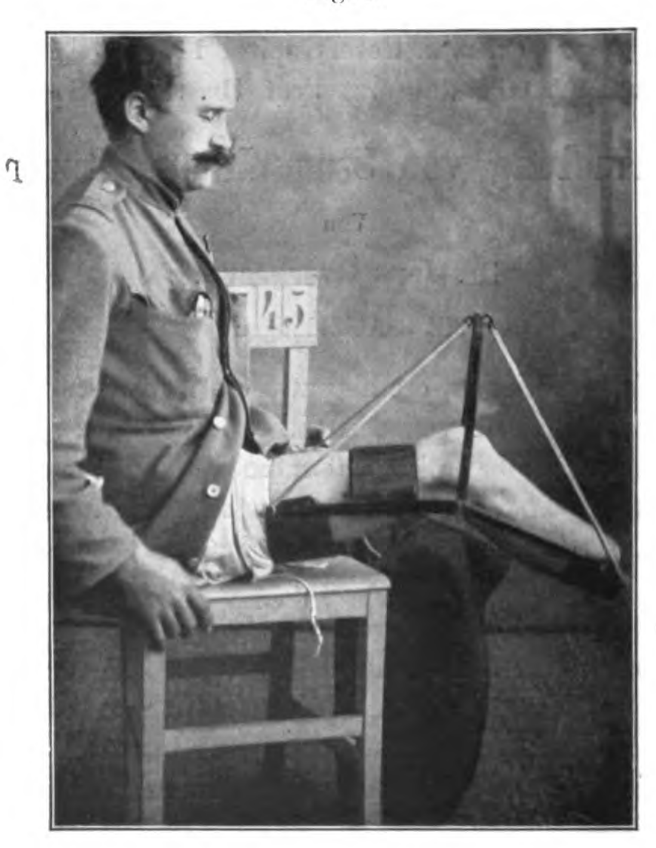
Dr. **Jens Overgaard.**

Mit 8 Abbildungen.

Unsere Aufgabe ist es, die amputierten Patienten mit Prothesen zu versehen, nachdem sie von den Chirurgen entlassen worden sind. Die Chirurgen werden bei allen Patienten bestrebt gewesen sein, die für die Anbringung einer Prothese günstigsten Verhältnisse zu schaffen. Schon viele Jahre vor dem Krieg war es in der Chirurgie Gesetz, Extremitätenverletzungen so konservativ als möglich zu behandeln, und diesem Gesetz sind die Chirurgen im Laufe des Krieges treu geblieben. Muß doch zur Amputation geschritten werden, so bemüht man sich um die Erhaltung jedes Zentimeters, denn jeder Zentimeter bedeutet für den Patienten einen Gewinn, der nicht hoch genug bemessen werden kann. Außer der Länge des Amputationsstumpfes kommen aber auch andere Momente für seine Brauchbarkeit als Träger der Prothese in Betracht. So der Zustand der Tragfläche, die Beweglichkeit der noch vorhandenen Gelenke und die Kraft der Muskulatur. Der Zustand der Tragfläche kommt natürlich weniger in Betracht, wenn man wie manche Orthopäden (Dollinger) von vornherein auf die Inanspruchnahme dieser verzichtet und die Prothese nur als eine Hülse über den Stumpf gibt, mit Angriffspunkten an einem geeigneten Knochenvorsprung in der Kontinuität der Extremität (z. B. Tibiakopf, Tub. ischii). Wir waren jedoch immer der Meinung, daß man so weit als möglich die Tragfläche ausnutzen soll, da es tatsächlich sehr oft möglich ist, selbst

Stümpfe mit ausgedehnten und mit dem Knochen verwachsenen Narben durch geeignete Behandlung (Massage, Beklopfung, aktive und passive Uebungen) tragfähig zu machen. Nach den von uns erzielten Resultaten besteht für uns kein Zweifel, daß ein Patient, welcher auf seinem Stumpfende auftritt, einen viel sichereren Gang erreicht als derjenige, welcher das Stumpfende nur zur Führung der Prothese benutzt. Was die Beweglichkeit der Gelenke anbelangt, herrscht wohl bei niemand darüber

Fig. 1.



ein Zweifel, daß man, wo sie aufgehoben oder beeinträchtigt ist, trachten muß, sie durch alle zur Verfügung stehenden Mittel wieder zu erlangen; das gilt nicht nur für Inaktivitätskontrakturen, sondern auch für Kontrakturen, welche durch Gelenkverletzungen, Narben oder entzündliche Prozesse im Gelenk entstanden sind, ja sogar in gewissen Fällen für knöcherne Ankylosen. Es ist in früheren Zeiten oft genug vorgekommen, daß man auf die Wiedererlangung der Beweglichkeit eines Gelenkes verzichtet hat und die Prothese nur so, wie es am bequemsten ging,

anbrachte. So hat man Patienten mit Beugekontrakturen der Kniegelenke, bei welchen der Stumpf sonst gut war, oft auf der Patella und Vorderfläche der Tibia auftreten lassen. Es soll nicht geleugnet werden, daß solche Patienten bis auf leicht entstehende Bursitiden (Bursitis praepatellaris) sehr gut und sicher gehen, aber diese Lösung ist kosmetisch unbefriedigend und dem Patienten manchmal bei seiner Beschäftigung geradezu hinderlich. Was die oberen Extremitäten an-

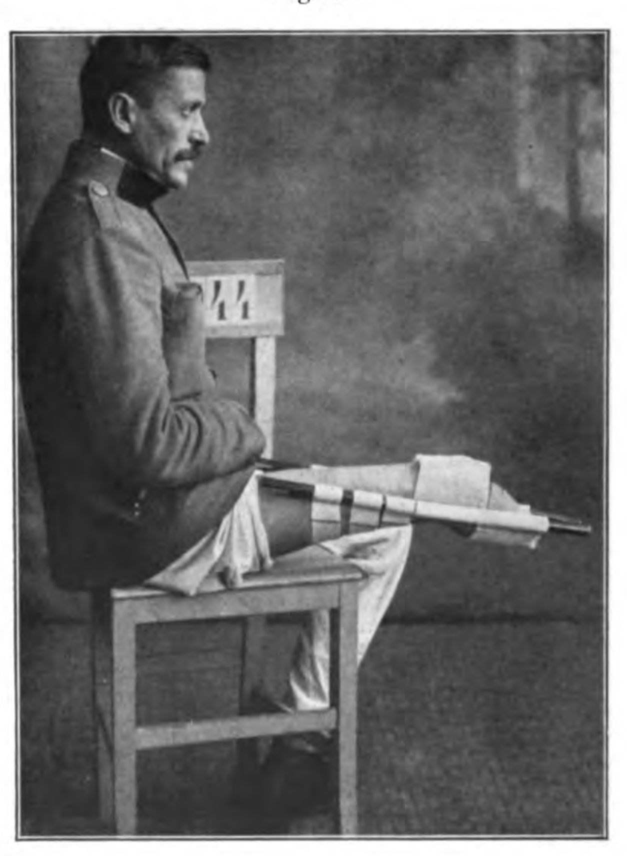
Fig. 2.



belangt, so ist es bei diesen von noch größerer Wichtigkeit, daß keine Bewegungseinschränkungen in irgendeinem Gelenk bestehen. Denn schließlich kommt es für die meisten unserer Patienten, welche sich weiterhin durch ihrer Hände Arbeit erhalten müssen, darauf an, ihrem Beruf, trotz einer oder mehrerer Prothesen, möglichst gut nachkommen zu können. Aber sowie nicht alle Teile der oberen Extremitäten zur Führung der Prothese von gleicher Wichtigkeit sind, so ist auch nicht die volle normale Beweglichkeit aller Gelenke gleich wichtig. Zum Beispiel ist bei manchen Gewerben die Bewegungseinschränkung des

Ellbogengelenkes nicht hinderlich, während die Pro- und Supination bei allen Gewerben, wo es sich mehr um die Fertigkeit als um die Kraft handelt, wichtig ist; um so mehr als man jetzt dem Patienten durch den Dreharm einen für manchen Beruf fast vollwertigen Ersatz eines Armes geschaffen hat. Die Beweglichkeit des Armes im Schultergelenk bis zur Horizontalen ist bei den meisten Berufen erforderlich. Bei leichteren Gelenkskontrakturen, welche nur durch länger dauernden

Fig. 3.



Verband in ungünstiger Stellung hervorgerufen sind, gelingt es meistens ziemlich leicht, auch durch Massage und aktive und passive Bewegungen die normale Beweglichkeit wiederherzustellen. Bei leichten Gelenkskontrakturen der unteren Extremität genügt oft das Gehen mit einer Gipsprothese, um das Gelenk in voller Ausstreckung gebrauchsfähig zu machen. Bei schweren Kontrakturen, welche längere Zeit bestanden haben, wo die Schädigungen ernsterer Natur sind (Ligament- oder Kapselschrumpfung), kommen wir selten mit diesen Methoden aus.

Fig. 4.

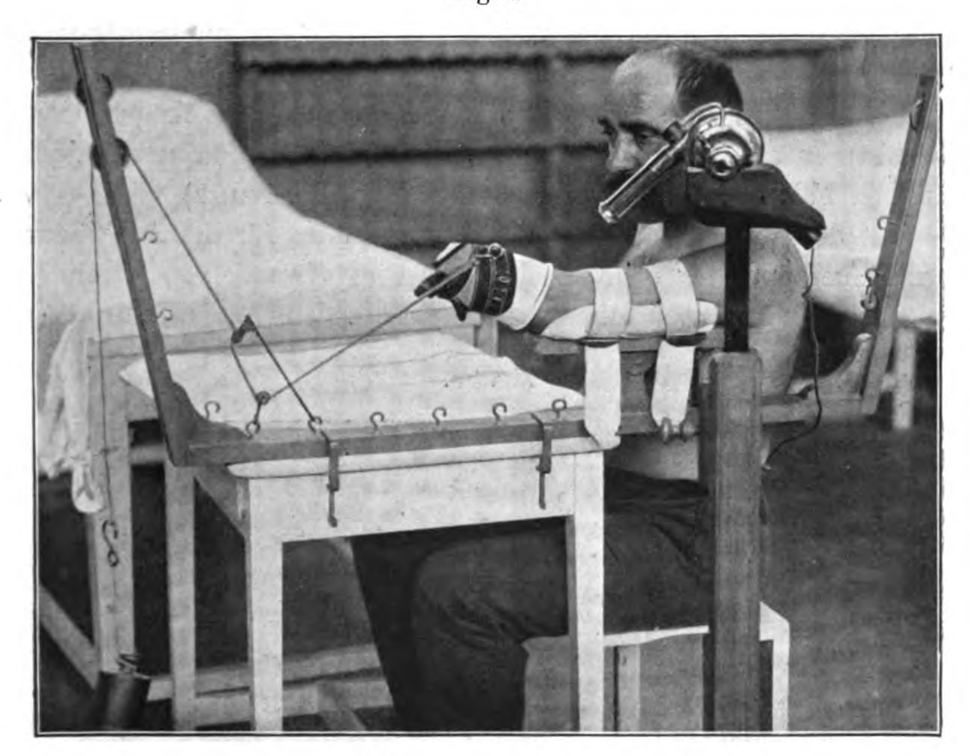
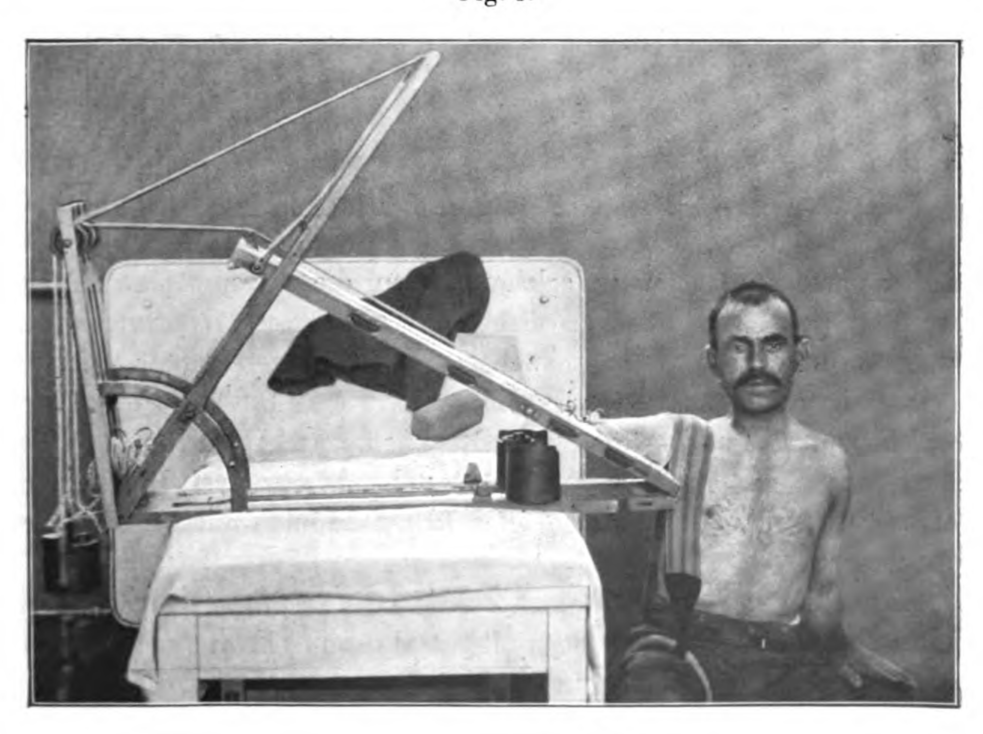


Fig. 5.



In solchen Fällen müssen wir die Kontraktur durch Behandlung mit Dauerapparaten zu beseitigen suchen. Diese Behandlungsmethode ist von uns schon auf dem orthopädischen Kongreß in Berlin beschrieben worden, nur muß sie den besonderen Verhältnissen bei Amputationskontrakturen angepaßt werden, d. h. die Apparate müssen für jeden einzelnen Fall besonders modifiziert werden (Fig. 1 u. 2).

Ist der Stumpf so kurz, daß der Hebelarm für die Anbringung eines Dauerapparates nicht reicht, so ist es oft möglich, durch Befestigung einer Gipsprothese einen passenden Angriffspunkt zu

Fig. 5 a.



schaffen; nur muß man in solchen Fällen die Gipsprothese besonders gut polstern, da man leicht Drucknekrosen erzeugt. Ein Apparat, welcher uns in manchen Fällen ausgezeichnete Dienste geleistet hat und wegen seiner Einfachheit und Billigkeit besonders empfehlenswert ist, ist der von Regimentsarzt Dr. Hoffmann angegebene Streckapparat (Fig. 3), bestehend aus zwei Holzstäben, welche durch drei Gazestreifen oder Leinwandgurte miteinander verbunden sind.

Auch die von Regimentsarzt Dr. Fischer (Fig. 4) angegebenen Mobilisatoren sind bei allen Stumpfkontrakturen sehr gut verwendbar, nur muß statt der sonst verwendeten Manschette die Verbindung

zwischen Stumpf und Gewicht durch Ankleben eines Trikotschlauches mit Mastiksol an den Stumpf hergestellt werden. Besonders bei Schulterkontrakturen wird dieser Apparat gute Dienste leisten, nur ist es bei kurzen Oberarmstümpfen notwendig, für eine passende Fixation des Schulterblattes zu sorgen (Fig. 5).

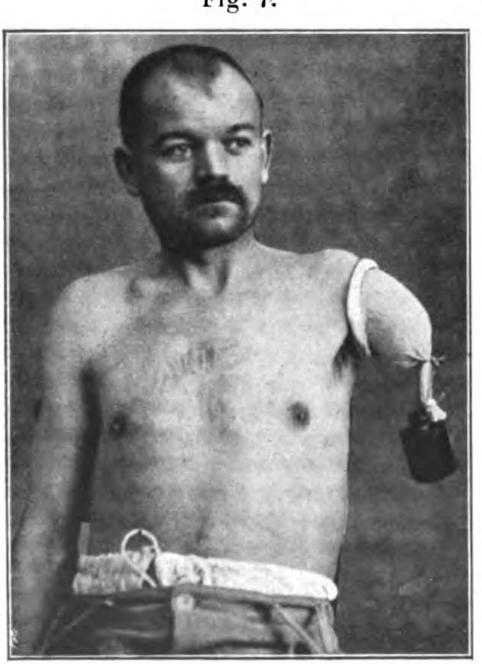
Zum Beispiel zieht der Patient einen eisernen Ring über seinen Oberschenkel, bis in die Leistenbeuge, ein Gurt wird auf der ventralen Seite des Ringes befestigt, läuft über die Schulter und ist auf der dorsalen Seite wieder am Ring angeschnallt. Bei langen Stümpfen befestigt man nur den Stumpf mit zwei Riemen auf dem sich hebenden Plan, bei dessen Bewegung nach oben wird das Schulterblatt gegen die Kante des Apparates gepreßt, so daß es durch den Zug genügend fixiert ist. Die sehr oft behinderten Pro- und Supinationsbewegungen des Vorderarms müssen mit besonderer Sorgfalt durch manuelle Uebungen und Pendelapparate behandelt werden. Am gewöhnlichen Pendelapparat muß eine kleine Modifikation gemacht werden, indem man statt des Handgriffs zwei gut gepolsterte Platten anbringt, zwischen welchen der Vorderarmstumpf befestigt ist. Auch für diese Behandlung kann man den Fischerapparat verwenden, an dem man gar keine Veränderungen vornehmen muß. Eine für Schulterkontrakturen bei Oberarmamputierten besonders geeignete Behandlungsmethode möchte ich wegen ihrer Einfachheit noch erwähnen. Wie Fig. 5 zeigt, wird am Stumpf ein Trikotschlauch mit Mastiksol befestigt und daran Gewichte angebunden, 2—10 kg, je nach dem Grad der Kontraktur. In das Segeltuch einer gewöhnlichen Tragbahre wird ein rundes

Fig. 6.



Loch geschnitten, durch welches der Oberarmstumpf mit dem angehängten Gewicht durchgesteckt wird und Patient während einer halben Stunde Armkreisen übt. Bei Narbenkontrakturen empfiehlt sich die Saugglockenbehandlung, welche wir schon früher ausführlich besprochen haben (siehe Münch. klin. Wochenschr.). Auch die Behandlung schmerzhafter Narben an der Tragfläche hat gute Resultate aufgewiesen. Bevor der Patient mit Dauerapparat behandelt wird, ist es gut, das Gelenk durch Heißluft oder Dampf hyperämisch zu machen, weil dadurch die Schmerzen bei der Behandlung bedeutend herabgesetzt werden und weil die Kontraktur sich leichter dehnt. Bei der Behandlung mit dem Fischerapparat soll das Gelenk unter ständiger Wärmeeinwirkung (Fön) gehalten werden. Nach der Behandlung mit dem Dauerapparat werden das Gelenk und die atrophischen Antagonisten massiert und letztere eventuell auch faradisiert. Der Patient macht nachher eine gewisse Anzahl aktiver Bewegungen und Widerstandsübungen; auch für solche sind die Fischerapparate sehr geeignet. Man kann aber auch einfach dem Patienten ein seiner Muskelkraft entsprechendes Gewicht an dem über dem Amputationsstumpf angeklebten Trikot befestigen und ihn damit eine Anzahl Uebungen machen lassen (Fig. 6 u. 7).

Fig. 7.



Kommt man mit diesen Behandlungsarten nicht zum Ziel, muß man zu unblutigen oder blutigen Operationen schreiten. Sehr oft genügt das unblutige Redressement in Narkose, an welches man bei unteren Extremitäten gleich die Angipsung eines Gehbügels in derselben Situng anschließt. Und zwar läßt man das Gelenk einige Wochen in redressierter Stellung immobilisiert, danach wird der Gipsverband entfernt und eine normale Gipsprothese angebracht, das Gelenk wird massiert und Patient beginnt mit Gehübungen. In der Nacht und einige Stunden des Tages muß der Patient eine redressierende Schiene oder einen Hoffmannapparat tragen. Gelingt das Redressement ohne

Anwendung von großer Gewalt nicht vollkommen, so wird ein Gipsverband in der erreichten Stellung angelegt und eine Prothese darüber angebracht. Durch Gehübungen mit diesem Verband kräftigen sich die Antagonisten und nach einigen Wochen wird für gewöhnlich durch ein zweites Redressement die normale Stellung erreicht. Man vermeide auch bei Stumpfkontrakturen jedes brüske Redressement, vor allem bei Gelenken, wo ein Wiederaufflackern der Eiterung zu befürchten wäre. Besonders wenn die Muskeln in einer Narbe auf der Tragfläche des Stumpfes verwachsen sind, sind brüske Redressements zu ver-

Fig. 8 a.



Fig. 8 b.



meiden. Mitunter sind Sehnen, welche über dem Gelenk verlaufen, so verkürzt, daß es nicht möglich ist, ihren Widerstand zu überwinden; in solchen Fällen soll man vor ausgiebiger Tenotomie nicht zurückschrecken.

Wenn das Gelenk selbst nicht zu sehr beschädigt ist, erhält man doch gute Beweglichkeit. Bei abgebildetem Patienten sah ich mich genötigt, beiderseits die Sehnen des M. grac. und M. semimembr. und semitend. zu durchtrennen, und Patient erlangte volle normale Beweglichkeit beider Kniegelenke (Fig. 8 a, b, c, d).

Wo der Widerstand vom M. biceps abhängt, empfiehlt es sich, wegen der Nähe des N. peron. die Tenotomie offen zu machen. Liegt

der Widerstand in der geschrumpften Kapsel, so muß man sie freilegen und quer spalten; selbst in solchen Fällen erreicht man bei geeigneter Nachbehandlung gute Beweglichkeit, so wie wir es hier gemacht haben; wir haben alle Weichteile von der Dorsalseite abgelöst, die Kapsel quer durchtrennt (nach Spitzy) und die Weichteile wieder darüber vernäht, und haben auf diese Weise die für die Anbringung einer Pro-

Fig. 8c.



Fig. 8d.



these genügende Beweglichkeit des Gelenkes erzielt. Hochgradig feste Kapselschrumpfungen kommen für gewöhnlich nur bei Schulter- und Kniegelenken vor. Diese Schulterkontrakturen wären einfach und sicher in den allermeisten Fällen zu vermeiden gewesen, wenn man nach der Amputation den Arm in horizontaler Stellung auf einer Winkelschiene oder einem Dreieckkissen gelagert hätte. Bei Kontrakturen im Hüftgelenk überwiegt, so wie bei fast allen anderen Gelenken, die Beugekontraktur. Selbst bei hoher Oberschenkelamputation, bei welcher der

Patient nicht auf seinem Stumpf auftreten kann, ist es für die Führung der Prothese von Wichtigkeit, daß die Kontraktur behoben wird. Bei Amputationen des Vorfußes, z. B. Lisfranc, sahen wir oft Equino-varus-Stellung des Fußes; wenn diese nicht durch Achillotenotomie mit nachfolgender Eingipsung in korrigierter Stellung zu beseitigen war, lag für gewöhnlich der Hauptgrund darin, daß die Sehne des Peron. long. von ihrer Insertion abgetrennt und nicht wieder befestigt worden war. Man muß dann diese Sehne aufsuchen und periostal vernähen. Bei Kontrakturen nach Amputationen im Chopartschen Gelenk sieht man oft Spitzfußstellungen, welche sich aber im allgemeinen durch Achillotenotomie und korrigierenden Gipsverband beseitigen lassen. Wo das nicht der Fall ist, muß man die Extensorsehnen aufsuchen und periostal fixieren. In hartnäckigen Fällen muß allerdings zu einem osteoplastischen Verfahren gegriffen werden. Fast jede Kontraktur im Amputationsstumpf ist durch eine dieser Arten von Behandlung zu beheben, so daß der Patient instand gesetzt wird, seine Prothese in vollem Maße gebrauchen zu können.



XIX.

Aus dem orthopädischen Spital und den Invalidenschulen in Wien
(k. u. k. Reservespital 11,
Kommandant Oberstabsarzt Prof. Dr. Hans Spitzy).

Die Versorgung unserer Armamputierten.

Von

Dr. **Philipp Erlacher,**
derzeit Chefarzt des Spitals (Leiter der chirurg.-orthop. Abteilung der Universitäts-Kinderklinik in Graz).

Mit 53 Abbildungen und 14 Konstruktionszeichnungen.

Die Versorgung unserer bald 1500 Armamputierten hat im Laufe dieses Krieges bereits mehrere Male einen Wandel dadurch erfahren, daß immer wieder Neues erfunden und Verbesserungen erdacht wurden, die den Wünschen des Patienten und den praktischen Anforderungen näher kamen. Nunmehr haben sich seit mehr als einem halben Jahre die Verhältnisse derart gefestigt, daß wir bereits von einer ziemlich gleichmäßigen, den besonderen Bedürfnissen des Patienten entsprechenden Versorgung unserer Armamputierten sprechen können. Die Lösung der oft schwierigen Frage, welche Prothese im Einzelfall gegeben werden soll, wird über einen seinerzeitigen Vorschlag von mir nun derart getroffen, daß dem Patienten alle vorhandenen Typen vorgelegt werden, daß der Prothesenarzt ihn auf die Vorzüge in jedem einzelnen Fall aufmerksam macht, und daß der Patient dann sich für die ihm zusagende Type entscheidet, die nun ausgeführt wird. Dieser Vorgang wird hauptsächlich bei den kosmetischen oder Kunstarmen eingehalten, während für den Arbeitsarm in erster Linie der Vorschlag der ärztlichen Leitung der Invalidenschulen der Bestellung zugrunde gelegt wird und erst in zweiter Linie die oft unerfüllbaren Sonderwünsche des Patienten. Besondere und außerordentlich schwierige Fälle werden natürlich nach wie vor durch spezielle Konstruktionen in einer eigenen Versuchswerkstätte erledigt.



Dieser Vorgang machte eine ausgesprochene Teilung in der Prothesenversorgung notwendig. Wir unterscheiden wie so viele andere prinzipiell zwischen der kosmetischen und der Arbeitsprothese, an die eben ganz verschiedene Ansprüche gestellt werden. Zweck der kosmetischen Prothese ist es in erster Linie, das fehlende Glied der äußeren Form nach zu ersetzen, erst in zweiter Linie kommt die Funktion, die, soweit es in dieser Form möglich ist, ebenfalls durch die Prothese gewährleistet werden soll. Umgekehrt soll der Arbeitsarm vor allem bestimmte, bei der Beschäftigung des Patienten notwendige Funktionen übernehmen; um dies zu erreichen, wird unter Umständen die äußere Form den rein praktischen Anforderungen geopfert. Das Ideal wäre natürlich, beides, die anatomische Form und die Funktion, in vollkommener Weise miteinander zu verbinden. Leider sind wir aber technisch dazu noch nicht in der Lage; Fleiß, Uebung und guter Wille des Patienten müssen vorläufig das Fehlende noch ersetzen.

Der aufgenommene Armamputierte wird nun zunächst daraufhin untersucht, ob er für die Aufnahme in die Einarmigenschule geeignet oder ob er vorher mit einem entsprechenden einfachen Behelf zu beteilen ist, um wenigstens einigermaßen von seiner Umgebung unabhängig zu sein. Dies gilt besonders von den doppelseitig Armamputierten, von denen bereits 17 bei uns versorgt wurden. Sie erhalten ihre Prothesenjacke oder, wie in einigen Fällen von doppelseitiger Oberarmamputation, entsprechend konstruierte Behelfsprothesen, die ihnen wenigstens gestatten, selbst zu essen, sich selbst zu waschen und anzuziehen usw. Nach dieser ersten Versorgung beginnt sofort die Schule, die für die doppelseitig Armamputierten täglich vor- und nachmittags gesondert von den übrigen stattfindet, während alle einseitig Armamputierten gleich nach ihrer Aufnahme die Einarmigenschule besuchen müssen, wo sie in erster Linie von ihren einarmigen Lehrern darin unterwiesen werden, wie sie sich mit der noch erhaltenen Hand behelfen können. Linkshändig schreiben lernen gehört für die einschlägigen Fälle in erster Linie hierher. Während des Besuches der Einarmigenschule entscheidet der Arzt über die Art der zu bestellenden Prothese. Wurde der Mann in den Invalidenschulen für die Landwirtschaft eingeteilt, so wird ihm sofort der einfache „Bauernarm", der an anderer Stelle genauer beschrieben wird, bestellt. Diesen erhält der Patient in der Regel innerhalb der nächsten 3 Wochen, worauf er sofort in die landwirtschaftlichen Schulen eintritt und mit seiner Prothese zu arbeiten lernt. Ist der Patient ein Gewerbetreibender und

wurde er vom ärztlichen Leiter der Invalidenschulen wieder für ein Gewerbe bestimmt, so macht dieser dem behandelnden Arzt eventuell seinen Vorschlag wegen der zu bestellenden Arbeitsprothese. Fast ausnahmslos wird in solchen Fällen der „Wienerarm“ gewählt und meist braucht nur die Art der Aufhängung mit Rücksicht auf die zukünftige Beschäftigung von einem eigenen Prothesenarzt individualisiert zu werden. Da alle unsere Prothesen die normalisierte Düse zur Aufnahme der Ansätze besitzen, so ist es in allen diesen Fällen sehr einfach, dem Patienten auch die für sein Gewerbe notwendigen besonderen Ansätze und nach Wunsch auch seine kosmetische Verkleidung gleich auszufolgen, die er nur anzustecken braucht, um auch nach dieser Richtung versorgt zu sein. Eine Ausnahme machen nur die Bauernarme; ihre Konstruktion ist bereits so vereinfacht, daß namentlich für Oberarmamputierte die Umwandlung in eine kosmetische Prothese nicht mehr ohne weiteres durchgeführt werden kann. Für diese Fälle also und für solche Amputierte, die aus anderen Gründen keine Arbeitsarme erhalten, wie im Schultergelenk Exartikulierte, Intelligenzberufe, Offiziere usw., wird sofort die kosmetische Prothese bestellt. Während nun bei einem Beinamputierten es streng durchgeführt wird, daß jeder Mann eine Gipsprothese, ein Lederbehelfsbein und schließlich das Kunstbein bekommt, gilt dies nicht in gleicher Weise für die Armamputierten. Denn Gipsprothesen, wie sie von Radicke (1) und Katz (2) angegeben werden, haben wir uns nie veranlaßt gesehen zu machen, da wir imstande sind, dort, wo einfache Behelfe notwendig sind, diese in kürzester Zeit und in leichter, dauerhafter Form beizustellen. Anderseits ist es, wie v. Hoheneg (3), Biesalski (4) u. a. betonen, für die Armamputierten gewiß nicht so dringend, daß sie sofort mit einer Prothese versorgt werden, da sie für ihr späteres Leben viel mehr davon haben, wenn sie vorerst die noch erhaltene gesunde Hand und gegebenenfalls den Amputationsstumpf in der Einarmigenschule entsprechend gebrauchen lernen.

Jede Armprothese aber und, ich brauche da nur Witzel (5) zu zitieren, der für den letzten internationalen Chirurgenkongreß das Referat darüber hatte, „selbst die neuesten amerikanischen Hände zeigen nur mehrfache Sonderleistungen“. Es ist außer allem Zweifel, daß unsere gesamten bisherigen Konstruktionen, die den anatomischen Arm und die natürliche Hand nachahmen wollen, von ihrem Ideal noch sehr weit entfernt sind, daß es sich hierin nur um Versuche handelt, die jenen der Mechaniker der letzten Jahrhunderte nicht wesentlich über-



legen sind. Dort aber, wo es sich darum handelt, einen Ersatz des verlorenen Gliedes für eine bestimmte Verrichtung bei der Arbeit zu schaffen, dort haben Aerzte und Mechaniker, unterstützt von den Ingenieuren, Ersatzglieder zustande gebracht, die fast allen an sie gestellten Ansprüchen zu genügen vermögen[1])!

Demnach sind auch unsere Gesichtspunkte bei der Versorgung der Armamputierten eingerichtet: 1. Einfache Behelfe, nur wo sie

Fig. 1 a.



Ablatio des ganzen rechten Schultergürtels.

Fig. 1 b.



Derselbe mit kosmetischer Prothese. Arm mit der Schulter in leichter Abduktion ungelenkig verbunden. Schnurzug vom linken Oberarm (*M*) zur Beugung des Ellbogengelenks mit Knopfsperre (*K*).

notwendig sind, werden sofort gegeben, und zwar in leichter und gediegener Ausführung. 2. Jeder, der für seine berufliche Arbeit einen Arbeitsarm braucht, erhält diesen, sobald die Frage, was er zu bekommen hat, gelöst ist. Hier scheuen wir auch nicht vor der mühevollen Arbeit von Spezialkonstruktionen zurück, sei es, um den vorhandenen Stumpf besser zu fassen, die erhaltene Beweglichkeit voll auszunutzen oder nach dem speziellen Bedarf besondere Ansätze herzustellen. 3. Der kosmetische Arm kann bisher nur bescheidenen Anforderungen genügen und wird in einfacher Ausführung jedem Patienten verabfolgt. Für die sogenannten Kopfarbeiter sollen auch

[1]) Die Verminderung der Erwerbsfähigkeit trotz Prothese im Einzelfall festzustellen, übersteigt den Rahmen dieser Abhandlung.

kompliziertere kosmetische Arme ähnlich dem amerikanischen Carnesarm ausgeführt werden. Solche Konstruktionen sind aber sehr zeitraubend und kostspielig, weshalb die von so vielen Orthopäden gestellte Frage, ob es dafür steht, derart teuere, komplizierte und damit doch nicht allen Anforderungen genügende Prothesen jedem Invaliden auf Wunsch auszufolgen, offen bleiben muß. Trotzdem suchen auch wir unser Möglichstes zur Lösung des gewiß sehr interessanten Problems der künstlichen Hand beizutragen.

Fig. 2.



Exartikulation der rechten Schulter. Kosmetische Prothese, Schulterkappe durch 2 Stahlbänder verstärkt. Schultergelenk zerlegt. Das obere (*S*) für Abduktion, das untere (*V*) zum Vorheben des Armes mit einer Knopfsperre (*K 1*). Ellbogengelenk ebenfalls durch einfache Knopfsperre feststellbar (*K 2*).

Im nachstehenden will ich eine Auswahl der von uns im Laufe von ungefähr $1^1/_2$ Jahren erzielten Lösungen des Armersatzes bringen, die aber keinerlei Anspruch auf Vollständigkeit haben kann. Konstruktionszeichnungen mit technischen Details sollen wenigstens auszugsweise angeschlossen werden.

Schultergelenk. Bei Abtragung des ganzen Schultergürtels, wodurch die Körpersymmetrie ganz außerordentlich gestört wird und wodurch vor allem keinerlei gegen den Thorax aktiv bewegliche Teile mehr übrig bleiben, kommt der Prothese lediglich der Zweck, zu verdecken, zu; in einem solchen Falle wird die amputierte Seite nach der gesunden durch eine Art Ledermieder ergänzt, das dem Thorax breit aufsitzt und wie ein solches an diesem befestigt wird (Fig. 1 a u. 1 b). An der ebenfalls künstlich hergestellten Schulterwölbung wird die Armprothese, und zwar, da an diese Prothese ohnehin keine besonderen Ansprüche gestellt werden können, ungelenkig in leichter Abduktion befestigt, wodurch sie sehr leicht gemacht werden kann. Die Abtragung des ganzen Schultergürtels ist aber ein Ausnahmsfall.

Häufiger ist der Schultergürtel erhalten, aber der Oberarm im Schultergelenk ausgelöst. Derart Amputierte können mit dem erhaltenen Schultergürtel drei Bewegungen ausführen: Vorschieben, Rückziehen und Hochziehen der Schulter. Da dies die einzigen aktiven Bewegungen dieser (oberen) Körperseite sind, wird bei der Befestigung

der Prothese darauf Rücksicht genommen, daß die Bewegungen vollkommen frei erhalten bleiben. Nach Gipsmodell wird eine gutsitzende Schulterkappe angefertigt, die das Schlüsselbein und das Schulterblatt fest umgreift und außerdem über den größten Teil des Pectoralis nach vorne reicht. Die Befestigung am Körper geschieht entweder durch einen gegabelten Gurt, der den oberen und unteren Rand der Schulterkappe gegen die andere Achsel zu fixiert (Fig. 2) oder aber in Form eines Trägers die andere Schulter umfaßt und die Kappe gegen diese hin befestigt (Fig. 3). Wenn diese Befestigungsvorrichtungen sicher nicht als das Ideal bezeichnet werden können, so hatten wir doch vor allem deshalb keinerlei Grund, davon abzugehen, weil sie, ohne den Körper einzuengen, die größte Bewegungsfreiheit der Schulter nach allen möglichen Richtungen (vor-, rück- und aufwärts), ohne wesentliche Verschiebung dabei zu erleiden, gewährleisten. Wir konnten uns daher weder entschließen, die breit angreifende Befestigung Bela Dollingers nachzuahmen, noch hatten wir einen Anlaß, die von Radicke für den Oberarm modifizierte Marxsche Rolle zur besseren Vor- und Rückbewegung einzuführen. (Vgl. auch unten „Oberarmamputierte".)

Fig. 3.



Alter „Bauerarm" mit Ansatz für Oberarmamputation. Schulterkappe ohne Versteifung gegen die andere Schulter in Form eines Trägers befestigt. Verstärkung gegen Abduktion (V).

An dieser Schulterkappe wird nun durch Metallbügel die Armprothese befestigt, wozu die Lederkappe durch Stahlbänder verstärkt werden muß. Dies kann in der Form einer einfachen zirkulären Versteifung (Fig. 4) geschehen, an deren oberem Anteil der Träger des Schultergelenkes breit aufgesetzt wird. Um das Gewicht besser zu verteilen und auch dem Schultergelenksträger eine bessere Befestigungsmöglichkeit zu geben, kann man das eine zirkuläre Band durch einen zweiten Halbbogen, der mit ihm konzentrisch weiter peripher der Schulter von oben aufgesetzt wird, unterstützen (Fig. 2). Durch Teilung

des einen in zwei Verstärkungsringe in Form einer 8 (Fig. 5) kann eine noch bessere Verteilung und Uebertragung des Gewichtes sowie einer am Ende der Prothese angreifenden Kraft auf den Körper erzielt werden. Im allgemeinen wird aber ein im Schultergelenk Exartikulierter keine allzu großen Ansprüche an seine Prothese stellen, so daß wir bisher noch nicht bemüßigt waren, eine bessere Lösung der Befestigungsfrage sowohl der Schulterkappe am Körper wie der Prothese an der Schulterkappe unbedingt zu suchen.

Fig. 4.



Exartikulation der linken Schulter. Schulterkappe mit einfacher Versteifung, nur Scheibengelenk zum Vorheben mit Knopfsperre. Ellbogengelenk mit Knopfsperre (K), Daumenzug von der rechten Schulter.

Amputierte im Oberarm im Collum chirurgicum kommen, da jede Beweglichkeit des Stumpfes praktisch unmöglich ist, für die Prothesenbeteilung den im Schultergelenk Exartikulierten gleich.

Die Aufhängung der Prothese im Schultergelenk wird auf verschiedenste Weise, je nach den Ansprüchen, die an sie gestellt werden, ausgeführt. In Fällen wie der Abtragung des Schultergürtels oder dort, wo durch narbige Schrumpfung der Schultergürtel kaum beweglich ist, endlich bei sehr schwachen Patienten, denen die Prothese nichts anderes als eine gute Maske ist, können wir auf ein Schultergelenk vollkommen verzichten und wählen wir daher eine steife Verbindung in leichter Abduktion, weil dadurch die Prothese leichter und eine gute Uebertragung des Gewichtes von der Peripherie auf den Körper besser herbeigeführt wird. Sie erlaubt trotzdem eine Ausnutzung der Schulterbewegung, z. B. zur Ellbogenbeugung, wie ich später zeigen werde (Fig. 6). Wird aber eine bestimmte Beweglichkeit im Schultergelenk benötigt, so machen wir ein einfaches Scheibengelenk, das nur ein Vorheben und Rückstrecken des Armes gestattet, während gleichzeitig durch einen Schieber eine einfache Zahnsperre betätigt wird, durch die der Arm in jeder Stellung festgestellt werden kann (Fig. 2). Die sonst

als Regel bei uns durchgeführte Auflösung des Schultergelenkes in ein Scheibengelenk für Vor- und Rückbewegung und ein Scharniergelenk für die Abduktion hat für die Exartikulierten deshalb keinen besonderen Wert, da ja für die Abduktion meist keine bewegende Kraft zu haben ist und die Anbringung einer eigenen Sperre auch dafür die Prothese unnötig komplizieren würde. Nur in vereinzelten Fällen (bisher 3mal) haben wir bei Exartikulationen ein allseitig bewegliches und in jeder Stellung fixierbares Kugelgelenk (vgl. weiter unten unter „Wienerarm") an Stelle des Schultergelenkes für Arbeitsarme eingebaut (Fig. 5). Da die Kugel aber nur durch einen 1 cm starken Zapfen mit der Schulterkappe verbunden ist, liegt dort natürlich der schwache Punkt der Prothese, der besonders bei Arbeitsarmen, wenn eine starke Kraft am Ende des langen Hebelsystems angreift, sich unangenehm bemerkbar machen kann. (Wir hatten bereits einen Bruchschaden an dieser Stelle!) Sollte dieser Arm gleichzeitig als Maske dienen, so ergeben sich Schwierigkeiten bei der Herstellung der Schulterwölbung, da das Kugelgelenk sehr stark aufträgt und dadurch die Schulter der amputierten Seite breiter erscheinen würde.

Fig. 5.



Exartikulation der linken Schulter, Schulterkappe mit achtförmiger Verstärkung durch breiten Riemen gegen die rechte Achsel fixiert, der nach Einschaltung eines Ringes (*R*) an der Schulterkappe mit 2 Riemen ansetzt.

Oberarmamputierte. Ist vom Oberarmknochen ein noch irgendwie beweglicher und faßbarer Stumpf vorhanden, so trachten wir mit allen Mitteln, ihn für die willkürliche Bewegung der Prothese brauchbar zu machen. Selbst für Oberarmstümpfe, die so kurz sind, daß sie nicht mehr zirkulär gefaßt werden können, gelingt dies noch durch die Kurzstumpfprothese, wie sie Bauer (6) bei uns eingeführt hat[1]). Durch ein Metallgerüst, bestehend aus drei Bügeln, die vorne

[1]) Siehe Konstruktionszeichnung im Anhang.

lateral und hinten den Stumpf umfassen, oben ungefähr in der Höhe des Ansatzes des Musculus pectoralis durch ein Querstück verbunden sind und unten zum Träger der normalisierten Düse sich vereinigen, kann der Stumpf derart gefaßt werden, daß er selbst seine kleinsten Bewegungen auf die Prothese übertragen kann (Fig. 7). Bei etwas längeren Stümpfen wird außerdem nach Art eines Schenkelriemens ein runder gutgepolsterter Riemen unter der Achsel durchgeführt (Fig. 8). Bei allen langen Stümpfen wird aber eine gutsitzende Ledermanschette

Fig. 6.



Exartikulation der rechten Schulter; kosmetische Prothese ohne Schultergelenk; Beugung des Unterarmes mit Schnurzug (*S*) durch Heben der Schulter. Riemen (*R*) angelegt, um die Knopfsperre für das Ellbogengelenk auszuschalten.

Fig. 7.

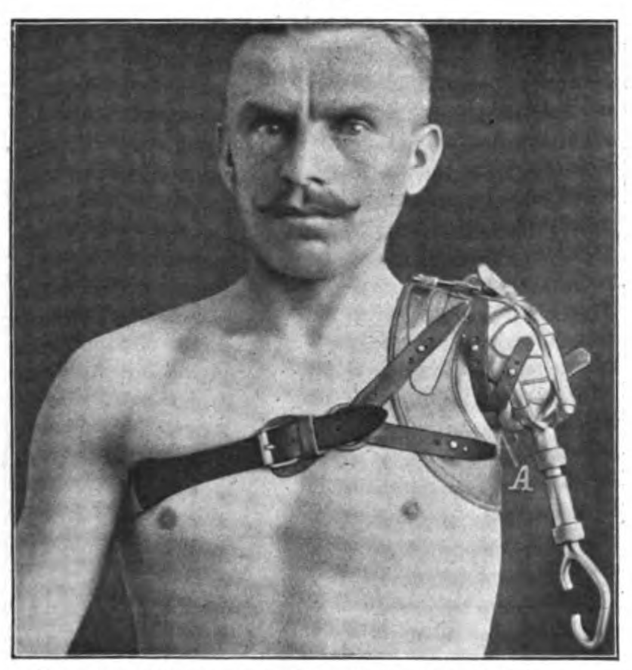


6 cm langer Oberarmstumpf mit Kurzstumpfprothese nach Bauer; kein Gelenk für Abduktion; Aufhängung mit rundem Stabe (*S*) gestattet leichte Vor- und Rückbewegung.

dazu verwendet, um den Stumpf gut zu fassen, die nur bei den einfachen Arbeitsprothesen für die Landwirtschaft nicht gewalkt, sondern nur nach der Schablone geschnitten und durch mehrere Riemen gut über den Stumpf zusammengezogen wird, während für alle anderen Prothesen nach einem Gipsmodell hergestellte, genau passende, gewalkte Lederhülsen den Stumpf umfassen. Die Schulterkappe, mit der die Oberarmhülse auf die verschiedenste Art verbunden sein kann, unterscheidet sich nur wenig von der Schulterkappe der Exartikulierten. Ist sie bei letzteren kegelmantelförmig, so denke man sich die Spitze

etwas schräg abgeschnitten und durch das entstandene Loch den Armstumpf durchgesteckt, und wir haben die Form der als ein breiter Lederriemen dem Schultergürtel aufsitzenden Schulterkappe. Sie wird ebenfalls durch einen breiten Gurt (Fig. 8) gegen die andere Achsel zu fixiert, nur teilt sich dieser vorn und hinten nach Zwischenschaltung eines Ringes in zwei Riemen, die oben und unten die Schulterkappe fassen. Diese Ringe gestatten vollkommen ausreichend alle Bewegungen des Schultergürtels, die praktisch genommen eigentlich nur in einem

Fig. 8.



Kurzstumpfprothese nach Bauer mit Achselriemen.

Heben und Senken bestehen, während das Vor- und Rückschieben, wenn es nicht im Oberarmstumpf allein vor sich geht, meist ohnehin bei größerer Kraftanstrengung durch eine ganze Körperdrehung hervorgerufen wird. Wir haben diese Ring- und Gurtbefestigung immer als ausreichend, sehr einfach und zweckentsprechend gefunden.

Die Verbindung der Oberarmhülse mit der Schulterkappe erfolgt auf mannigfache Art. Das einfachste war die Aufhängung unserer alten „Bauernarme", die nur durch einen Riemen, der durch einen Ring der Kappe geht, an der Oberseite befestigt waren (Fig. 9). Diese Art der Befestigung gestattet allerdings den Bewegungen des Stumpfes die größte Freiheit, hatte sich aber nur bei längeren Stümpfen be-

währt, da ihr sonst jede Führung der Prothese mangelte. Wir mußten daher noch seitliche Verbindungen anbringen, die schließlich zu der mehrfachen, sehr kräftigen Riemenbefestigung unserer jetzigen Bauernarme führten (Abb. 10); sie laufen darauf hinaus, eine zu große Abduktion zu verhindern. Da sie aber gleichzeitig auch die Vor- und Rückbewegung etwas beeinträchtigte, so wurde für leichtere Arbeiten die uns aus München bekannt gewordene Ringbefestigung (Fig. 11) eingeführt, bei der ein einfaches starkes Band durch große Ringe im Zickzack hin- und zurückführt, wodurch immer

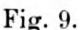
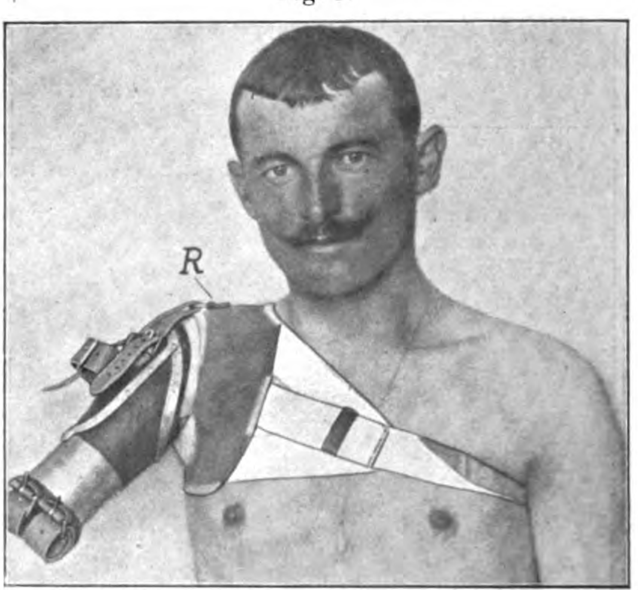


Fig. 9.



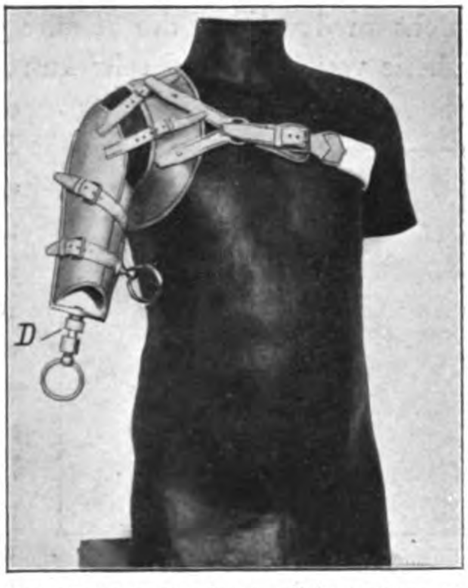
Alter Bauerarm rechts. Mittlerer Riemen durch einen Ring (*R*) an der Schulterkappe befestigt.

eine gewisse Spannung erhalten bleibt, aber gleichzeitig auch größere Bewegungen nach vor- und rückwärts dadurch erlaubt werden, daß das Band in den großen Ringen leicht gleitet und dort, wo Spielraum gebraucht wird, diesen gestattet auf Kosten der anderen Seite, wo es sich gleichzeitig anspannt. Diese Befestigungsart hat sich uns vor allem bei Arbeitsprothesen sehr gut bewährt, während wir für die kosmetischen Arme, die keine größeren Exkursionen brauchen, eine schon längst von den Bandagisten gebrauchte Verschnürung ähnlich der am Schnürstiefel (Fig. 12) mit Vorteil übernommen haben, die je nach Wunsch des Patienten eine größere oder geringere Festigkeit der Führung gewährt.

In allen diesen Fällen, wo eine Riemen- oder Schnurverbindung mit der Schulterkappe angewendet wird, braucht diese keine Metall-

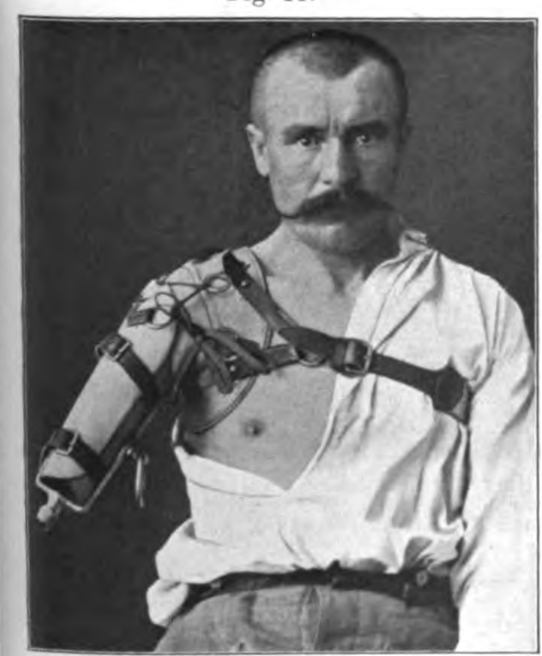
verstärkungen zu haben, ja es genügt oft, wenn von der Kappe nur der obere Teil erhalten ist (Fig. 12). Wird aber aus bestimmten Gründen (kurzer Stumpf, sichere Führung in einer bestimmten Ebene, Wunsch des Patienten usw.) eine Metallverbindung der Oberarmhülse mit der Schulterkappe gewählt, so benötigt die Schulterkappe der oben erwähnten Verstärkungen zur Aufnahme des Gelenkträgers. So wird die vorerwähnte Kurzstumpffassung meist durch ein Schultergelenk, das wieder in ein Scheibengelenk für die Vor- und Rückbewegung und ein Scharniergelenk für die Abduktion aufgelöst ist, mit der Schulterkappe verbunden. Um trotz der Auflösung in zwei Gelenke die Wirkung eines Kugelgelenkes vollkommen zu erreichen, werden die beiden Gelenke sehr nahe übereinander angebracht, und zwar erfahrungsgsmäß mit Vorteil an der Oberseite in der Höhe des lateralen Akromionendes. Zentral setzt sich der Gelenkträger als bandförmiger Stab fort (Fig. 13), der durch zwei Ueberleger gegen die Metallverstärkung der Schulterkappe fixiert wird. Diese Ueberleger gestatten aber eine kleine Längsverschiebung von ungefähr 1 cm, wodurch eine Verkürzung und Verlängerung erzielt werden kann, je nachdem die Prothese abduziert oder dem Körper angelegt wird. Dieser Spielraum ist

Fig. 10.



Neuer Bauernarm mit normalisierter Düse (*D*) durch 4 Riemen an der Schulterkappe aufgehängt; Befestigung der Schulterkappe am Körper wie bei Fig. 5 u. 6.

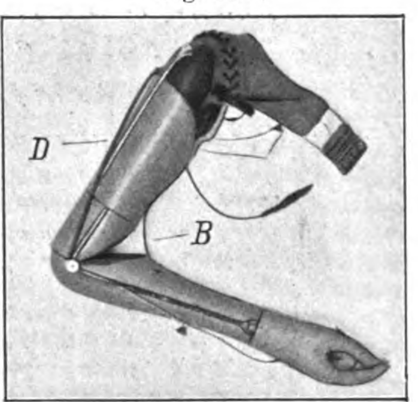
Fig. 11.



Neuer Bauernarm durch 2 Riemen am Stumpf befestigt. Mit der Münchner Ringaufhängung an der Schulterkappe.

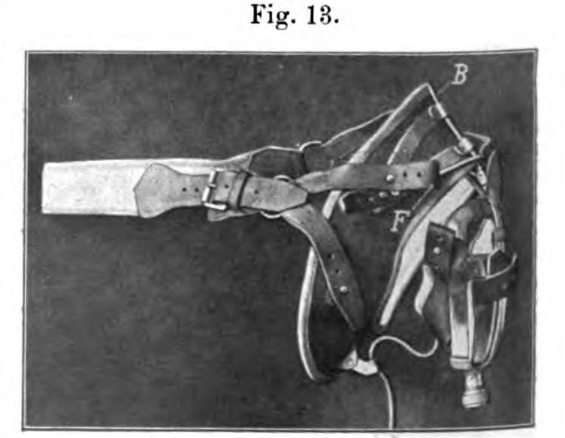
notwendig, da die Gelenke und die Aufhängevorrichtung der Prothese nicht in der Achse des Schultergelenkes, sondern in der oberen Peripherie verlaufen. Bei sehr kurzen Stümpfen aber, wo bei jeder Abduktion der kurze Stumpf aus der Fassung herausschlüpfen würde, ist es vorteilhaft, auf die ohnehin ganz unbedeutende Abduktion zu verzichten, um dadurch eine sichere Vor- und Rückbewegung zu gewährleisten. Dies erreichen wir dadurch, daß wir in solchen Fällen das die Abduktion ermöglichende Scharniergelenk weglassen, dafür aber den das Gelenk tragenden Stab rund machen, der nun unter den ebenfalls runden Ueberlegern (Fig. 7) eine leichte Vor- und Rückbewegung der Prothese gestattet. Natürlich wird, um jede Abduktion zu verhindern, in solchen Fällen auch die Längsverschiebungsmöglichkeit des Stabes unter den Ueberlegern auf ein Minimum beschränkt. Um diese Verschiebung aber in anderen Fällen, wo die Abduktion ausgenutzt werden kann, auch dann noch zu ermöglichen, wenn infolge größerer Exkursionen leicht Klemmungen an den Ueberlegern entstehen, kann noch eine leichte Spiralfeder angebracht werden, die beiderseits an der Schulterkappe befestigt wird und den Gelenkträger niederhält (Fig. 13)[1].

Fig. 12.



Kosmetische Prothese für ganz kurzen Oberarmstumpf. Schmale Schulterkappe, Hülsengelenk im Oberarm, Ellbogengelenk mit Knopfsperre und Beugezug (*B*), Daumenzug (*D*) von der anderen Schulter.

Fig. 13.



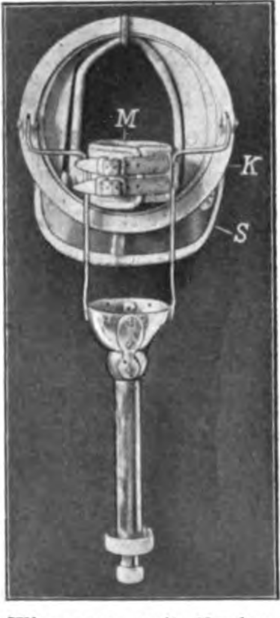
Kurzstumpfprothese nach Bauer mit aufgelöstem Schultergelenk, bandförmiger Gelenkträger (*B*) mit Spiralfeder (*F*) gegen Klemmung desselben.

Endlich verwenden wir noch die nur für Arbeitsarme mögliche, vom Siemensarm übernommene Aufhängung in einem Kardanring (Fig. 14 u. 15), der über einer Schulterkappe breit der Schulter aufsitzt, das Schulter-

[1]) Siehe Konstruktionszeichnung im Anhang.

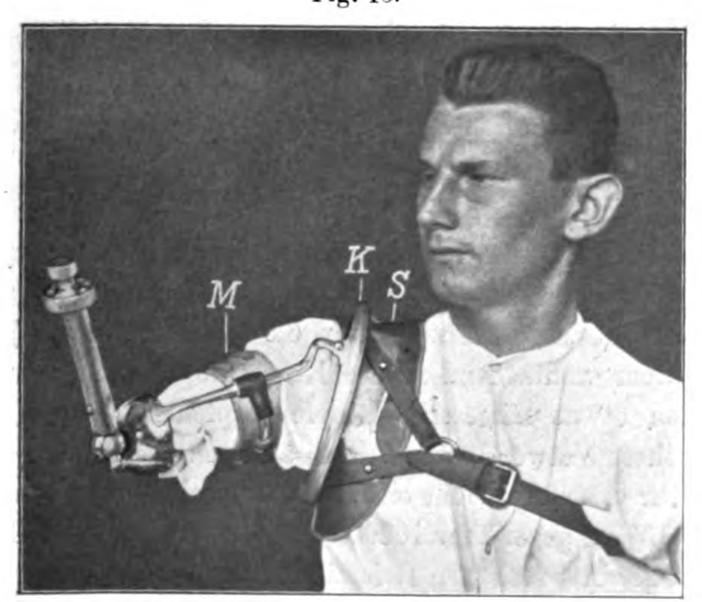
gelenk vollkommen freiläßt und nur wieder den Stumpf durch einen breiten Riemen umfaßt. Diese Stumpfmanschette wird getragen von einer vorderen und hinteren Seitenschiene, die im Kardanring derart beweglich befestigt sind, daß sie die volle Ad- und Abduktion erlauben, gleichzeitig im Kardangelenk die Vor- und Rückbewegung und durch Kombination der beiden ein vollständig nach allen Richtungen frei bewegliches Kugelschultergelenk besitzen. Diese Aufhängung hat den Vorteil, das Gewicht der Prothese dem Körper unmittelbar zu übertragen, keine besondere Armhülse zu benötigen und über den Kleidern getragen werden zu können; sie hat aber eine bestimmte Stumpflänge zur Voraussetzung. Trotzdem aber lieben unsere Patienten diese Art Prothesen nicht sehr und wählen lieber die oben erwähnten Kurzstumpfprothesen nach Bauer, weil an diese ohne weiteres jede beliebige kosmetische oder Arbeitsprothese angesetzt werden kann, und vor allem, weil die Patienten immer wieder jene Prothesen vorziehen, die den Stumpf

Fig. 14.



Wienerarm mit Kardanring (*K*), der auf Kugellager läuft, mit der Schulterkappe (*S*) fest verbunden ist. Manschette (*M*) für den Stumpf.

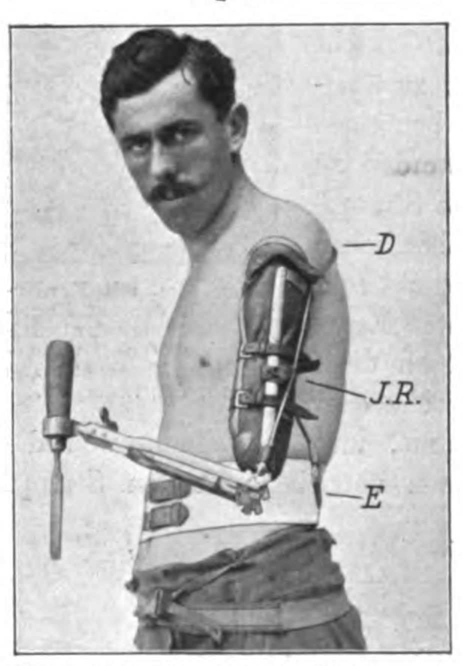
Fig. 15.



Wienerarm mit Kardanring, aufgehängt in Tätigkeit.

am innigsten umfassen und seiner Form am genauesten angepaßt sind. Was die Länge des Stumpfes, die außen vom Akromion, innen von der Achselfalte bis zum Stumpfende gemessen wurde, betrifft, so ist durch sie die Art, wie der Stumpf gefaßt werden muß, bedingt. Unsere gewöhnlichen Bauernarme benötigen eine Stumpflänge von außen 18 cm, innen 8 cm, für kürzere Stümpfe bis zu 14 cm außen und 4 cm innen kann noch mit Vorteil die Kardansche Aufhängung des Siemens-Schuckert-Armes verwendet werden; für kürzere Stümpfe,

Fig. 16.



Linker Oberarmstumpf mit „Tischlerarm". Durch Innenriemen (*JR*) am Stumpf befestigt. Ellbogen (*E*) und Daumenzug (*D*).

Fig. 17.



Wienerarm durch Innenriemen am Stumpf befestigt und einfache Aufhängung an der anderen Schulter über den Nacken (*N*).

soweit sie überhaupt noch zu fassen sind, die Kurzstumpfprothesen von Bauer (6). Der kürzeste Oberarmstumpf, der auf diese Art noch gefaßt werden konnte, betrug außen 6,5 cm, innen 0 cm (Fig. 7). Es dürfte sich aber wahrscheinlich die Kurzstumpfprothese auch für die vorerwähnten etwas längeren Stümpfe empfehlen, da sie sehr leicht ist und in ihrer Verwendbarkeit den anderen überlegen sein dürfte. So beträgt ihr Gesamtgewicht einschließlich Schulterteil und Ellbogenstück 800—1000 g gegenüber 1680 g des Wienerarmes mit Kardanring.

Die bisher besprochenen Befestigungen der Prothesen gelten somit im allgemeinen für Stümpfe, die nicht mehr als die Hälfte des Humerus

enthalten. Wesentlich längere Stümpfe können meist durch eine Oberarmhülse allein hinreichend fest gefaßt werden. In solchen Fällen wird nach einem Gipsmodell eine genau passende Lederhülse angewalkt und diese durch mehrere Riemen über dem Stumpf befestigt; außerdem verwenden wir auch bei den Armprothesen zur innigeren Verbindung der Prothese mit dem Stumpf einen Innenriemen nach Spitzy (Fig. 16), der etwas unterhalb des Deltaansatzes den Stumpf direkt umgreift und knapp vor und hinter der Außenschiene erst an die Außenseite der Hülse geführt wird, um über der Außenschiene geschlossen zu werden. Oft genügt diese Befestigung vollständig, in anderen Fällen ist noch eine leichte Aufhängung an der Schulter erwünscht, die in diesen Fällen mit Vorteil über den Nacken gegen die Achsel der anderen Seite führt (Fig. 17). Die Uebertragung des Gewichtes der Prothese auf den Nacken wird besonders von Cohn (7) als sehr angenehm und zweckdienlich empfohlen. In Fällen, wo der Innenriemen infolge des ständigen Druckes auf Gefäße und Nerven im Sulcus bicipit. nicht vertragen wird, muß ebenfalls eine Aufhängung der Prothese in einer Schulterkappe erfolgen, wie wir diese von den kürzeren Stümpfen her kennen (vgl. Pokorny-Bindermann S. 490 ff.). Erwähnenswert wäre hier noch die von Unger und Tiessen (14) angewendete Methode, die Oberarmprothese am Stumpf nach Art des Nürnberger Hexenfingers (= Mädchenfängers) zu befestigen. Da eine derartige Aufhängung von der Stumpfform unabhängig ist, wäre sie natürlich für provisorische Prothesen und für die Massenfabrikation geeignet; sie hat jedoch eine bestimmte Stumpflänge zur Voraussetzung. Ueber diese Methode, die ja auch für Beinprothesen schon angewendet wurde, namentlich über ihre Zugfestigkeit, die beim Arm besonders stark ins Gewicht fällt, fehlt uns leider jede eigene Erfahrung.

Fig. 18.

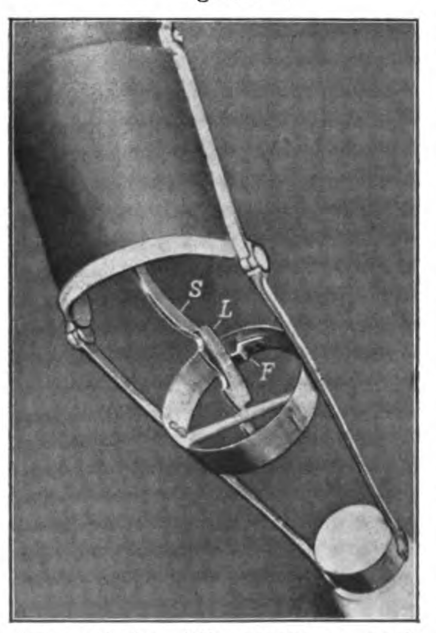


Linker Oberarmstumpf mit Tischlerarm mit kosmetischer Verkleidung. Ellbogen- (*E*) und Daumenzug (*D*) in Tätigkeit.

Das Zwischenstück zwischen Stumpfhülse und der Arbeitsklaue

ist hauptsächlich als der Träger der Aufnahmsdüse für die verschiedenen Ansätze anzusehen, und seine Brauchbarkeit beruht auf der mehr oder minder guten Lösung der Ellbogengelenkfrage. Dieses Zwischenstück wird wohl nur aus Metall hergestellt und ist mit der Stumpfhülse unverrückbar derart verbunden, daß die zwei Seitenschienen, eine äußere und eine innere, unmittelbar auf die aus Leder gefertigte Oberarmstumpfhülse aufgenietet werden. Eine direkte Fortsetzung der äußeren Schiene bis auf die Schulterkappe mit oder ohne Zwischenschaltung eines Schultergelenkes wird nur in jenen Fällen angewendet, wo ein natürliches Schultergelenk fehlt und vom künstlichen keinerlei Kraftleistung beansprucht wird, oder in jenen Fällen, wo der Oberarmstumpf recht kurz ist, wie z. B. bei den Kurzstumpfprothesen von Bauer. Unterhalb (peripher) des Stumpfendes werden die beiden Seitenschienen meist unter Bildung einer Metallkappe miteinander in Verbindung gebracht und daran das künstliche Ellbogengelenk je nach seiner Form befestigt.

Fig. 19.

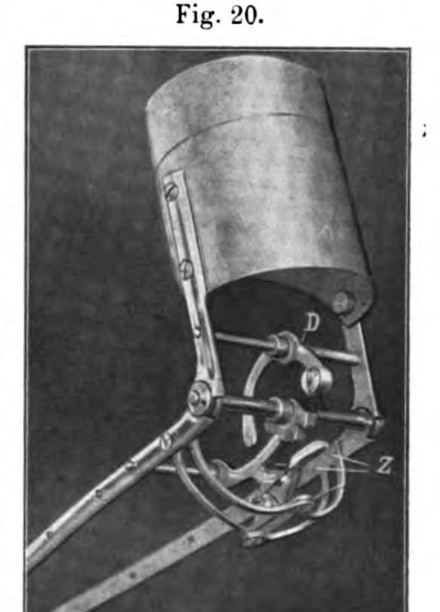


Automatische Ellbogensperre nach Richter. Sperrhebel (*S*) mit Zähnen, die sich am Vorderarm einhaken. Die Leiste (*L*) wird bei rechtwinkliger Beugung vom Falz (*F*) festgehalten. (In der Ansicht von unten erscheinen Leiste und Falz nebeneinander.)

Ellbogengelenk. Das anatomische Ellbogengelenk gestattet nur die einfache Scharnierbewegung: Beugung und Streckung. Die Pro- und Supination des Vorderarmes geschieht nur zum Teil im Ellbogengelenk, aber ebensosehr auch im Vorderarm selbst in den beiden Radioulnargelenken infolge der Ueberkreuzung der Vorderarmknochen. Während nun von künstlichen Gelenken eher weniger verlangt wird, als das natürliche Gelenk leisten kann, sind die Ansprüche, die an das Ellbogengelenk gestellt werden, weit größer als die Exkursionen des anatomischen. So wurde von einer Stelle eine Sichelbewegung von 180° verlangt! Diese Sichelbewegung ist keine Ellbogenbewegung, sondern eine Rotation des Oberarmes im Schultergelenk, die allerdings meist um so mehr mangelt, je kürzer der Oberarmstumpf ist, sei es, daß die Insertion der Muskel gelitten hat, daß die Drehbewegung durch Kontrakturen eingeschränkt ist, oder

die Uebertragung der Drehbewegung des Stumpfes auf die Prothese unmöglich ist. Dort aber, wo ein langer Stumpf seine vollen Drehungen ausführen kann, ist die besondere Sichelbewegung in der Prothese nicht notwendig! (vgl Fig. 14 u. 15, ein Tischler (= Schreiner), der ohne Sichelbewegung seinen Beruf vollkommen ausführen konnte). Da es nun für die künstliche Hand, die ja gefühllos ist, vollkommen überflüssig erscheint, daß man auf den Rücken greifen kann, wohin die Kontrolle des Auges nicht folgen kann, so bleibt auch für kurze Stümpfe als eine den normalen Verhältnissen entsprechende Auswärtsrotation eine Sichelbewegung vom Maximum 135°, in der Regel aber kaum mehr als 90° übrig. Die Pro- und Supination tritt in ihrer Wirkung erst an der Hand in Erscheinung, kann somit bei der Konstruktion eines künstlichen Armes ohne Schaden für die Funktion ins Handgelenk verlegt werden. Wir können also festhalten, daß die Sichelbewegung im Oberarm, und zwar praktisch nach Maßgabe ihres Fehlens im Stumpfe bis zu einem Ausmaße von 90° (—135°) zu ergänzen ist, daß im Ellbogengelenk eine Beugung von 180°—60° stattfindet und im Vorderarm-Handgelenk eine Pro- und Supination von ebenfalls 90° (—135°) erforderlich ist. Es ist nun sehr verschieden, was für Ansprüche wir an eine Armprothese stellen müssen, und nach diesen Ansprüchen richten sich auch die zahlreichen Lösungen des Ellbogengelenks.

Fig. 20.

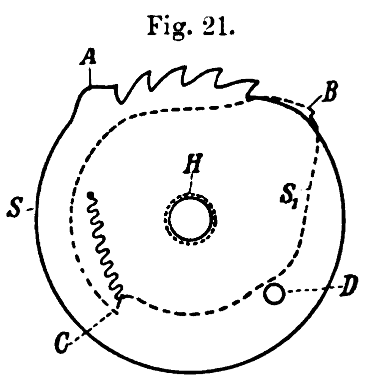


Automatische Ellbogensperre nach Neuhut. Doppelhebel (D) dessen vorderer Schenkel bei Beugung die Zahnsperre (Z) löst, bis sie bei voller Streckung durch den hinteren Schenkel wieder in Tätigkeit gesetzt wird.

Die einfachsten Lösungen finden wir wieder bei unseren kosmetischen Armen der im Schultergelenk Exartikulierten (Fig. 1 a), wo die Rotation des Oberarmes (= Sichelbewegung) durch Verschiebung zweier ineinandergesteckter Hülsen im unteren Drittel des Oberarmes erreicht werden kann, von denen die periphere die beiden Seitenschienen für das einfache Scharnierellbogengelenk trägt. Im Inneren befindet sich für das Ellbogengelenk eine einfache Zahnsperre, die durch einen Knopf (Fig. 1 a, 2 u. 4) betätigt werden kann. Sie gestattet eine

vollkommen freie Beweglichkeit, wenn sie z. B. durch Druck ausgeschaltet wird (Fig. 6 *R*), oder schnappt an mehreren Stellen ein, wenn der Arm mit der anderen Hand oder durch Aufdrücken auf eine Unterlage gebeugt wird. Dieses Verhindern nur der Streckung und nicht auch der Beugung ist ein ausgesprochener Nachteil dieser Sperre und auch der verschiedenen automatischen Auslösungen und Sperren, die man mit der übrigen Einfachheit dieser Konstruktionen eben mit in Kauf nehmen muß. Es folgen aber weiter unten Lösungen, die diesen Nachteil nicht haben. — Ebenso wie durch die andere Hand oder durch Aufdrücken auf die Unterlage kann die Ellbogenbeugung auch durch Uebertragung einer anderen freien Bewegung geschehen, z. B. (Fig. 6) durch Ausnutzung der Hebung der Schulter bei Exartikulierten. Beim Heben der Schulter beugt er gleichzeitig das Ellbogengelenk, da sich der Schnurzug, der von der Hose über die Schulter zum Vorderarm geht, anspannt. In anderen Fällen, wo ein Teil des Oberarmes erhalten ist, wird die Abduktion des Stumpfes dazu benutzt, das Ellbogengelenk zu beugen, ebenfalls durch einen einfachen Schnurzug erreichbar, der an der Hose oder einem Gürtel befestigt ist und über eine Rolle in der Achsel zum Vorderarm zieht (Fig. 18); gleichzeitig mit der Hebung wird die Beugung des Ellbogens ausgeführt. Beide Kombinationen sind sehr zweckmäßig und praktisch, da dadurch ohnehin zusammengehörige Bewegungen miteinander verbunden werden, ohne daß die zwangsläufige Folge unangenehm in Erscheinung treten könnte. Um in anderen Fällen jede zwangsläufige Verbindung zu vermeiden, wurde auch von uns nach automatischen Auslösungen gesucht und diese Frage in mehrfacher Weise gelöst. Ohne ihren praktischen Wert zu sehr zu überschätzen, will ich sie jedoch der Vollständigkeit wegen hier anführen.

Fig. 21.



Automatische Ellbogensperre nach Erlacher. Auf der Ellbogenachse fixe Scheibe (*S*) und bewegliche Scheibe (S_1) mit Auftragung (*B*), die den Sperrhebel in Beugestellung aushebt, bis bei *A* der Sperrhebel auch von *B* wieder abgehoben wird, worauf durch einen leichten Federzug die bewegliche Scheibe wieder in ihre Ausgangsstellung zurückkehrt.

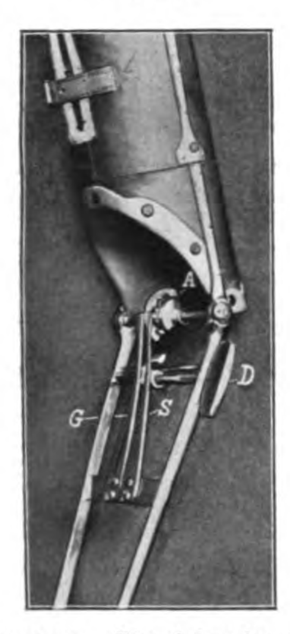
Konstruktion von Ingenieur Richter-Wien (Fig. 19)[1]): 4 cm oberhalb des Ellbogengelenks sind die beiden Seitenschienen durch eine

[1]) Siehe Konstruktionszeichnung im Anhang.



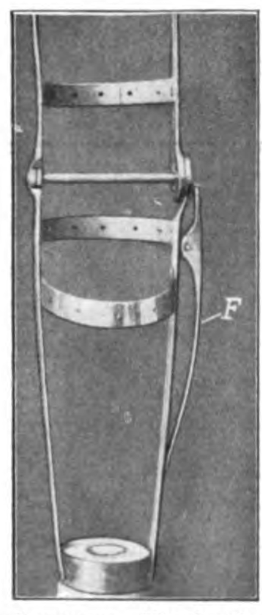
runde Verbindungsstange fest miteinander verbunden. Auf dieser hängt leicht beweglich ein besonders geformter Sperrhebel (Haken), der mit seinen Zähnen an einer Verbindungsstange des Vorderarmes sich einhängt und dadurch gestattet, mehrere Beugestellungen zu fixieren. Wird der Arm über den rechten Winkel gebeugt, so wird durch einen kleinen Mechanismus der Sperrhaken gehoben und von einem kleinen Falz am Vorderarm erfaßt, so daß er nicht mehr niederfallen (sich einhaken) kann, bis der Arm wieder in die Streckstellung zurückgekehrt

Fig. 22.



Zwingenarm. Ein federnder Sperrhebel (*S*) fixiert die Beugestellung, um bei *A* bei leichter Beugung neben die Zahnreihe abgeschoben zu werden. Der Drehhebel (*D*) kann die Gegensperre (*G*) einschalten oder beide Sperren ausschalten.

Fig. 23.



Zapfensperre. Ein Druck auf die lange Feder löst sie aus und gestattet dann beliebige Einstellung.

ist. Diese sehr einfache Konstruktion hat den Nachteil, daß sie schwer zu verkleiden ist und nach längerem Gebrauch nicht mehr sicher wirkt.

Konstruktion von Ingenieur Neuhut-Wien (Fig. 20)[1]): 2 cm über dem Ellbogengelenk ist an der Querverbindung der beiden Seitenschienen ein Doppelhebel fix angebracht, von denen der hintere Anteil in Streckstellung des Armes eine Zahnsperre, die durch kleine Federn niedergehalten wird, in Tätigkeit setzt, wodurch mehrere Beugestellungen fixiert werden, während der vordere Hebel diese Sperre

[1]) Siehe Konstruktionszeichnung im Anhang.

bei mehr als rechtwinkeliger Beugung wieder auslöst. Diese Konstruktion ist schon wesentlich komplizierter und wurde wenig ausgeprobt.

Eine ähnliche Lösung stammt von Ingenieur Knöpfelmacher-Wien[1]).

Eine einfache Konstruktion habe ich selbst angegeben (Fig. 21). Auf der Achse der Ellbogengelenke, mit den Schienen des Oberarmes fest verbunden, ist eine Scheibe mit Einkerbungen befestigt, in die ein Sperrzahn vom Vorderarm eingreift. Neben dieser fixen Scheibe befindet sich eine zweite, auf der Achse bewegliche Scheibe, an die fixe leicht angedrückt, die durch eine Auftragung (*B*) in spitzwinkeliger Beugestellung die Zahnsperre wieder aufhebt, so daß der Arm wieder gestreckt werden kann. Die erste konstruktive Lösung war nun so, daß diese bewegliche Scheibe durch eine einfache Zugfeder, nachdem bei *A* der Sperrhebel in Streckstellung auch von ihr wieder abgehoben worden war, wieder in ihre ursprüngliche Stellung zurückgebracht wurde. Eine weitere Lösung dieses Gedankens führte zu der bei uns unter dem Namen „Zwingenarm" (Werkmeister Cech) gebrauchten automatischen Auslösung, die darin besteht, daß ebenfalls eine Zahnsperre vom Vorderarm aus federnd betätigt wird, aber in der Höchststellung wie beim automatischen Nadelhalter durch eine Schrägführung neben die Zahnreihe gerät und dadurch wieder in die Ausgangsstellung zurückgeführt wird (Fig. 22). Eine an der anderen Seite befindliche Gegensperre fixiert auch gegen Beugung! Ein Drehhebel gestattet nun einzustellen 1. auf vollkommen freie Beweglichkeit, 2. freie Beugung mit automatischer Auslösung in der Höchststellung, 3. Fixierung jeder Stellung durch die Gegensperre. Diese Konstruktion ist sehr einfach, leicht zu übersehen und dauerhaft, sie hat gegenüber anderen automatischen Auslösungen den Vorteil, auch gegen Beugung fixierbar zu sein, hat aber die vorstehende Flügelschraube des Drehhebels.

Eine nicht selbsttätig auslösende, aber in mehreren Lagen sichere Sperre haben wir gegenüber der zuerst erwähnten Knopfzahnsperre von Budapest übernommen. Es ist dies eine Zapfensperre, die an einer Plattfeder befestigt ist, die am Vorderarm absteht (Fig. 23). Durch Andrücken werden die Zapfen ausgelöst. Gegenüber der Knopfsperre genügt ein Griff am Vorderarm, um die freie Beweglichkeit des Ellbogengelenks zu erreichen, bis durch Nachlassen des Druckes die Zapfen

[1]) Siehe Konstruktionszeichnung im Anhang.

wieder einschnappen. Diese Sperre hat den Nachteil, daß sie keine freie Beweglichkeit gestattet, und daß deshalb die Zapfen sehr leicht brechen.

Die Frage eines brauchbaren Arbeitsarmes wurde durch den „Wienerarm" unseres Werkmeisters G e r b e r in ausgezeichneter Weise gelöst[1]). (III. Preis Charlottenburg 1916!) Das Wesentliche der Konstruktion ist eine an der Querachse des Oberarmteiles befindliche Kugel,

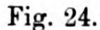
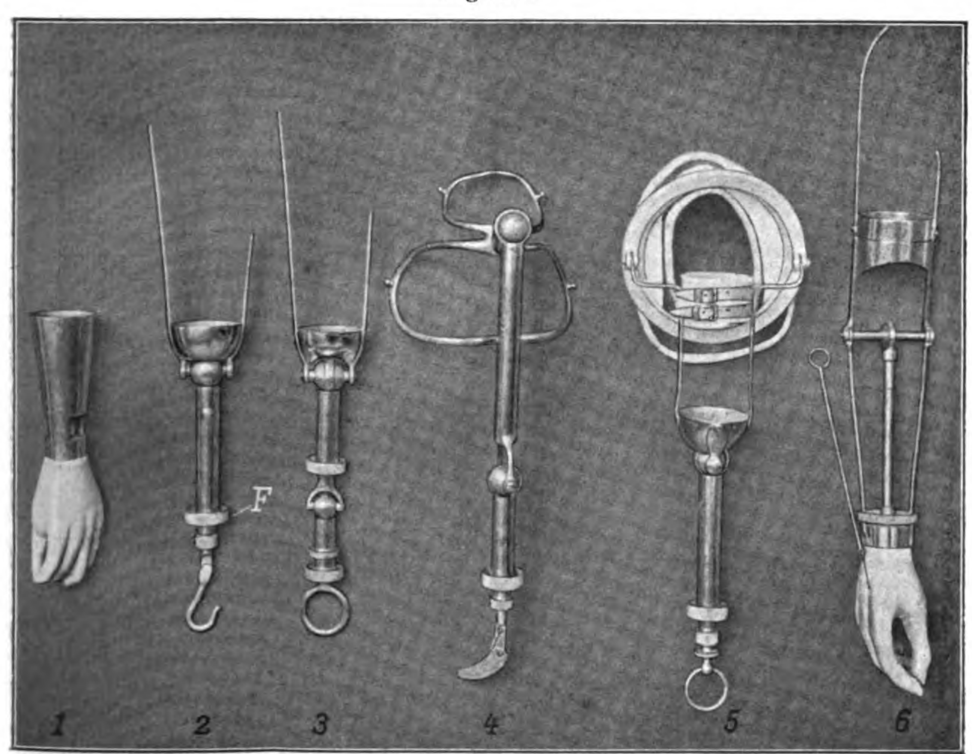


Fig. 24.



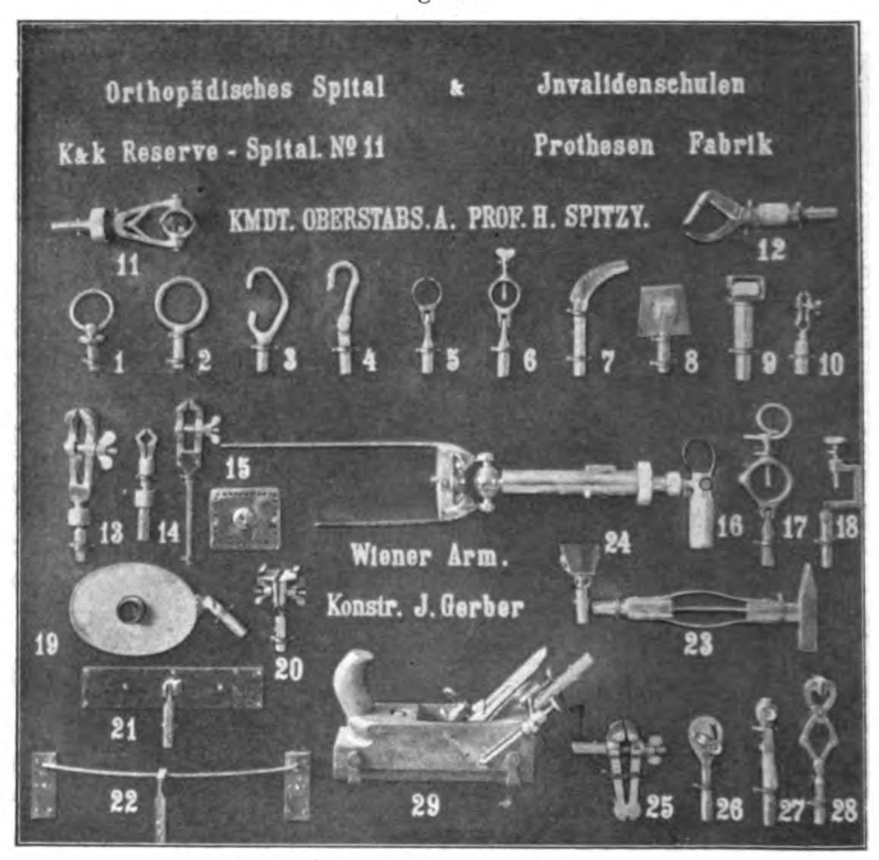
Wienerarm in allen Kombinationen. 1. Verkleidung. 2. Normale Type, Kugelgelenk mit Feststellvorrichtung (*F*). 3. Mit gleichem Handgelenk. 4. Mit gleichem Schultergelenk. 5. Mit Kardanringaufhängung. 6. Nur als kosmetischer Arm.

die vom Vorderarmteil durch einen Klemmring in Form eines breiten Stahlbandes umfaßt wird (F i e d l e r [15]). Schon durch geringes Anziehen der Schraube am unteren Ende wird im Kugelgelenk eine so starke Reibungshemmung hervorgerufen, daß der Arm in jeder beliebigen Stellung absolut festgestellt werden kann. Das Oeffnen des Gelenkes gestattet eine Beugung bis zu 60° nach vorne und bis 90° über die Strecklage nach rückwärts, eine seitliche Sichelbewegung

[1]) Siehe Konstruktionszeichnung im Anhang.

von 90° und eine Pro- und Supination von 100°, abgesehen von der Möglichkeit, den Ansatz in jeder Stellung in die normalisierte Düse einstellen zu können (Fig. 15 u. 24). Auf der beigegebenen Tafel finden sich sämtliche Verwendungsmöglichkeiten des Wienerarmes. 2 zeigt die normale Oberarmtype mit dem beschriebenen Ellbogengelenk und der normalisierten Düse in der Höhe des Handgelenkes. 3 dasselbe

Fig. 25.

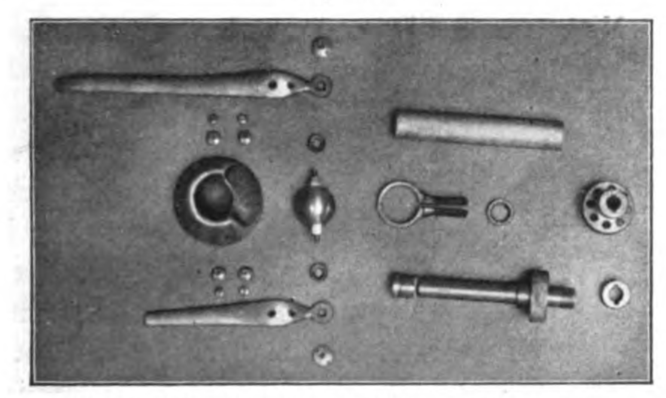


Normalisierte Ansätze zum Wienerarm.

mit verkürztem Unterarmstück und nach demselben Prinzip eingebautem Handgelenk. Dadurch wird eine Vielseitigkeit der Bewegungsmöglichkeiten erzielt, die die der normalen Hand weit übertreffen. 4 zeigt die schon oben erwähnte Verwendung des gleichen Gelenks auch in der Schulter, das hier, da die Kugel nur an einem Zapfen hängt, natürlich ebenfalls einen außerordentlich großen Bewegungsumfang zeigt. 5 dasselbe in Verbindung mit einem Kardanring, endlich 6 die Konstruktion nur für kosmetische Arme vereinfacht, statt der Kugel im Ellbogengelenk nur eine Scheibe, die also nur Beu-

gung und Streckung, in jeder Stellung fixierbar, aber keine Pro- und Supination gestattet. Die Sichelbewegung kann im Oberarm in einem Hülsengelenk ausgeführt werden. Aber auch der normale Wienerarm kann durch Ansetzen der Handverkleidung (1) jederzeit in einen kosmetischen Arm umgewandelt werden. Nur sind die Gewichtsverhältnisse anders. Die normale Type 2 ohne Ansatz wiegt 740 g; mit kosmetischer Hand (1) 350 g mehr = 1090 g, während der vereinfachte kosmetische Arm (6) nur 850 g wiegt. Die normale Type mit eigenem Handgelenk (3) wiegt 870 g, mit Schultergelenk (4) 1100 g, mit Kardanring 1680 g. Zur Entstehung des Wienerarmes wäre noch zu bemerken, daß er aus einem einfachen Ansatz (Fig. 25, Nr. 16) hervorgegangen ist,

Fig. 26.



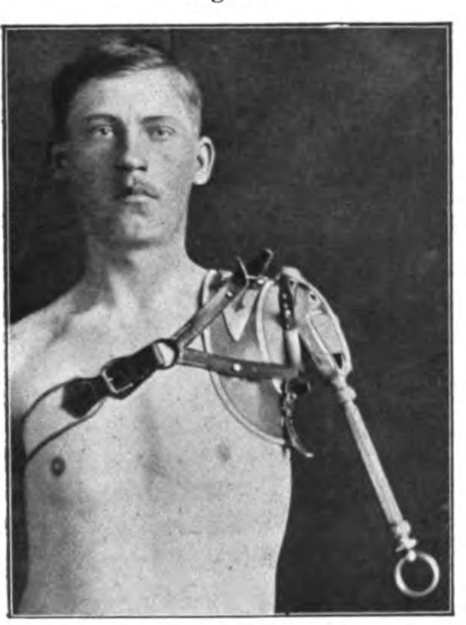
Bestandteile der normalen Type des Wienerarms.

wo ein Stahlband, durch eine Zugschraube angezogen, seinen Durchmesser verkleinert und so einen Gegenstand sehr fest fassen kann. Mit dieser Klaue wurde eine Kugel gefaßt und die Konstruktion war gegeben. Da der ganze Arm sehr einfach ist und aus nur wenigen kräftigen Teilen besteht (Fig. 26) und die fabrikmäßige Herstellung desselben in Eigenregie ihn außerordentlich verbilligt, so ist er für uns die bevorzugte Type, die wir in fast allen Fällen anwenden.

Hier möchte ich kurz mit einigen Worten auf die Höhe des Ellbogengelenks eingehen. Im allgemeinen hat die Erfahrung gelehrt, daß ein Stumpf um so kraftvoller wirken kann, je näher er an die Stelle herangebracht wird, wo er angreifen soll. Am besten ist natürlich die Befestigung der Prothese oder des Arbeitsgerätes direkt am Stumpfe, wie dies auch Spitzy (13) ausdrücklich betont, da in den meisten Fällen, wo z. B. Enukleierte mit einem langen Arbeitsarm wirklich zu arbeiten scheinen, dies in Wahrheit doch mit dem gesunden Arm der

anderen Seite geschieht. Es lag daher der Gedanke nahe, durch Verkürzung des Hebelsystems die Kraft eines Stumpfes besser auszunutzen. Dies gelingt ohne weiteres, wenn wir das Ellbogengelenk näher an das Stumpfende verlagern, in der Regel mit 5 cm Abstand, und gegebenenfalls auch den Vorderarmteil entsprechend verkürzen. Wir haben dies mehrfach ausgeführt und von den Patienten immer die Auskunft erhalten, daß sie jetzt mit größerer Kraft arbeiten können. Jedoch sind wir vielfach mit derartigen Prothesen bei den Patienten auf Widerstand gestoßen, weil es in einzelnen Gewerben unerwünscht war, den Körper so nahe an die Maschinen heranzubringen, wie es der verkürzte Ober- und Unterarm verlangte, anderseits die Patienten aus kosmetischen Gründen das Ellbogengelenk in normaler Höhe haben wollen. Namentlich bei Kurzstumpfprothesen wurden solche verkürzte Ansätze öfter mit Erfolg verwendet. Wir haben auch den umgekehrten Versuch gemacht, auf ein passiv bewegliches Ellbogengelenk ganz zu verzichten und nur den Oberarmhebel, der ja im Schultergelenk aktiv beweglich ist, zu verlängern (Fig. 27). Dieser Versuch hat sich aber gar nicht bewährt, außer für ganz einfache Verrichtungen (Fig. 28), da er das Ende der Prothese zu weit vom Körper wegführt. Dies ist nur eine Bestätigung unserer Erfahrungen bei Ellbogengelenksankylosen, die ja auch in Streckstellung am wenigsten brauchbar sind. Wohl aber ist es unter Umständen ein Vorteil, den Vorderarm etwas zu verkürzen, namentlich dann, wenn lange Ansätze angesteckt werden sollen. Diese Frage ist jedoch insofern von geringerer Bedeutung, da ja durch stärkere Beugung und Streckung im Ellbogengelenk immer eine Verkürzung oder Verlängerung des Armes erzielt werden kann, weshalb wir auch von der Herstellung von Teleskoparmen[1]) (teleskopartige Verlängerung des Unterarmes) wieder abgekommen sind.

Fig. 27.

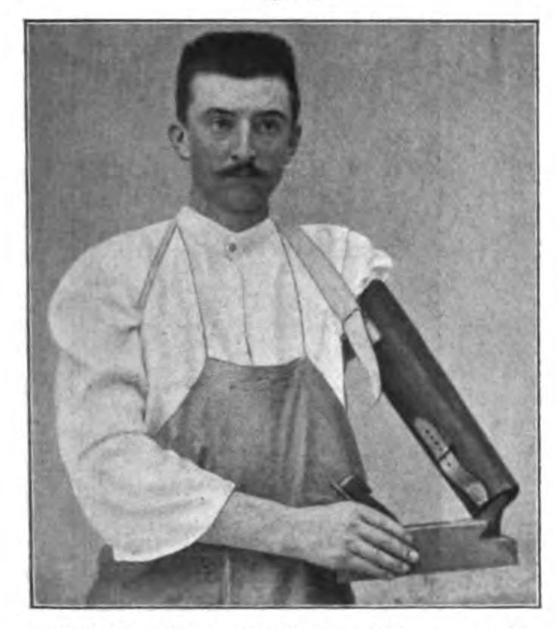


Kurzstumpfprothese mit geradem Ansatz ohne Ellbogengelenk, hat sich nicht bewährt.

[1]) Siehe Konstruktionszeichnungen im Anhang.

Nach den bereits gemachten Erfahrungen sind Reibungsfeststellungen nicht sehr dauerhaft; daher teilt der „Wienerarm“ mit den durch die ersten Preise ausgezeichneten „Jagenberg“- und „Rota“-Armen seine Nachteile. Er hat noch einen weiteren unbedeutenden Nachteil, der darin besteht, daß er keine reine Beugung und Streckung allein gestattet. Ich habe daher vorgeschlagen, am Oberarmteil eine Gabel anzubringen, die bei Bedarf die Kugel derart umfaßt, daß nur ein schmales Segment freibleibt, wodurch dann bei geöffneter Sperre im

Fig. 28.



Einfacher Arbeitsbehelf ohne Ellbogengelenk.

Fig. 29.



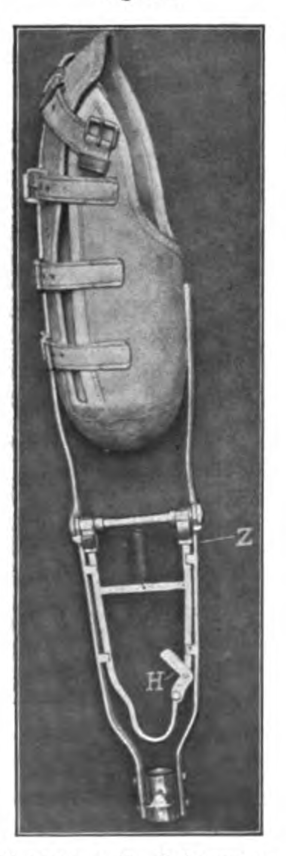
Größl-Arm; Ellbogengelenk zerlegt in ein Sichelgelenk (*S*) und ein Scharniergelenk (*E*), mit Zahnsperre (*Z*) feststellbar.

Ellbogengelenk reine Beugung und Streckung möglich wäre. Dies würde namentlich beim Hobeln und Sägen ein Ausleiern der Feststellvorrichtung vermeiden lassen.

Eine im Wesen ganz andere Konstruktion zeigt eine von unserem Werkmeister Größl konstruierte Prothese, bei der die Sichelbewegung und die Beugung und Streckung vollkommen voneinander getrennt und einzeln feststellbar sind (Fig. 29). Die Sichelbewegung liegt im Oberarmteil und wird durch eine Zahnkuppelung in jeder beliebigen Lage fixiert, während die Scharnierbewegung durch eine Zahnsperre in den verschiedenen Lagen festgestellt werden kann. Auch diese Lösung ist sehr solide, einfach und dauerhaft. Da wir aber den Wiener-

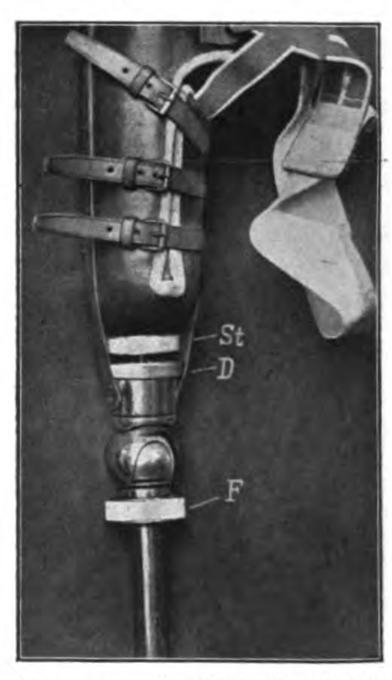
arm im großen herstellen, war es für uns bisher immer noch einfacher, den Wienerarm für eine spezielle Beschäftigung zu ändern, als z. B. die vorerwähnte, sicher sehr gut brauchbare Prothese als Einzelstück anzufertigen. Wohl aber steht als Spezialarm namentlich für Tischler (Schreiner)[1]) immer noch unser erster Arbeitsarm in Verwendung, der nur für kurze Stümpfe im Oberarm das bekannte Hülsengelenk für die

Fig. 30.



Tischlerarm mit Zahnsperre (*Z*), die durch einen Hebel (*H*) wieder ausgeschaltet werden kann.

Fig. 31.



Nordegarm von Neuhut; Kugelgelenk entsprechend dem Zuschnitte beweglich, durch Schraube (*F*) feststellbar; außerdem Sichelgelenk im Oberarm, mit Zahnkuppelung (*D*) feststellbar. Die Bewegung im Kugelgelenk kann durch die Stellschraube (*St*) reguliert werden.

Sichelbewegung, allerdings nicht sperrbar, besitzt, während Beugung und Streckung im Scharniergelenk der Seitenschienen ausgeführt werden können. Beiderseits ist eine einfache Zahnsperre angebracht, die den Arm in vielen Stellungen fixiert, ganz ähnlich wie beim Größlarm, die aber auch gerade für das Hobeln vollkommen ausgeschaltet werden kann (Fig. 30). Die Anordnung des Sperrhebels, der

[1]) Siehe Konstruktionszeichnungen im Anhang.

leicht mit einer Hand bedient werden kann, ist aus den Bildern ohne weiteres ersichtlich.

Eine andere Lösung, die ebenfalls in Charlottenburg mit einem Preis ausgestattet wurde, stammt von Ingenieur Neuhut[1]) (Fig. 31). Wieder ein Kugelgelenk, das von einer am zentralen Teil befestigten Schale umfaßt wird. Ebenfalls Reibungsfixierung vom peripheren Teil aus, aber im zentralen befindet sich noch eine kleine Feststellvorrichtung, die auch bei ganz geöffneter peripherer Sperre eine gewisse Führung für alle Bewegungen im Ellbogengelenk ermöglicht. Der Ausschnitt der zentralen Schale ist so gewählt, daß im allgemeinen eine Beugung

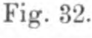


Fig. 32.



Nicht faßbarer Unterarmstumpf (Ulna 4 cm lang) mit operativem Weichteilkanal unter dem Biceps, durch den ein Elfenbeinstift gesteckt ist.

und Streckung von 80—180° möglich ist, ferner eine Sichelbewegung von ungefähr 20°. Diese Bewegungen können durch Erweiterung des Ausschnittes jederzeit vergrößert werden. Für die Sichelbewegung wäre dies nicht notwendig, da im Oberarmteil noch ein zweites Gelenk angebracht ist, das vollkommen freie Sichelbewegung erlaubt und durch Zahnkuppelung feststellbar ist. Ein Vorteil ist die einzeln mögliche Sichelbewegung und eine dosierbare Scharnierbewegung, beide getrennt feststellbar. Die Konstruktion ist einfach und kräftig. Wenn auch diese Lösung nicht allgemein bei uns eingeführt wurde, so liegt dies in den schon oben erwähnten Vorzügen des Wienerarmes. Eine weitere Lösung stammt von Ingenieur Knöpfelmacher-Wien[1]).

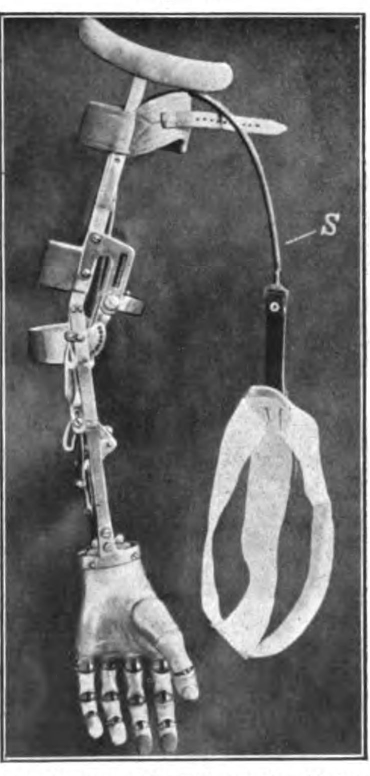
Eine dieser vielen Ellbogengelenkskonstruktionen ist nun in jedem einzelnen Fall von Oberarmamputation verwendbar. Bei ganz langen

[1]) Siehe Konstruktionszeichnung im Anhang.



Stümpfen oder der wohl seltenen Exartikulation im Ellbogengelenk müßte schlimmstenfalls das Ellbogengelenk etwas tiefer als normal eingebaut werden, aber nur bei Arbeitsarmen, da ein kosmetischer Arm durch entsprechende Schienenführung jederzeit dem gesunden gleich gebaut werden kann. Ist aber ein Ellbogengelenk vorhanden, so wird dies immer für die aktive Be-

Fig. 33.



Bicepsprothese zur Bewegung des Unterarmes oder nach Umschaltung mittels Schnurzuges (*S*) zur Bewegung einer Fingerhand.

Fig. 34.



Bicepsprothese. Ansicht von rückwärts zeigt den Mechanismus der Feststellung und Umschaltung.

wegung ausgenutzt! Daß uns dies jetzt in allen Fällen gelingt, ist ein entschiedener Fortschritt in der Prothesentechnik.

Unterarme. Für ganz kurze Stümpfe (Länge der erhaltenen Ulna 4 cm), die beim Beugen vollkommen in der Haut des Oberarmes verschwinden, so daß sie absolut nicht mehr gefaßt werden können, kann allerdings nur auf operativem Wege eine gute Befestigung und Bewegung der Prothese erreicht werden. Spitzy (9) hat den sehr einfachen Vorschlag gemacht, den untersten Teil des Biceps bis zu seiner Insertion am Vorderarm vom Knochen abzulösen, von zwei parallelen Schnitten im Sulcus bicipit. lat. und med. aus (Nerven und

Arterie bleiben am Knochen), und den so entstandenen Weichteilkanal mit einem gestielten Hautlappen vom Bauche her auszukleiden. Diese Operation wurde von uns 5mal mit bestem Erfolge ausgeführt. In den so gebildeten beliebig weiten Kanal kann ein dicker Elfenbeinstift hineingesteckt werden, dessen Bewegungen durch eine einfache Umschaltung entweder zur Beugung des Ellbogens oder unter gleichzeitiger Feststellung der gewünschten Beugestellung zur Bewegung eines Daumens oder einer Fingerhand verwendet werden kann (Fig. 32—34). Die dazu notwendige Prothese besteht aus einem Oberarmteil, der eine äußere und

Fig. 35.



Kurzstumpfprothese mit Umschaltung für Beugung des Unterarmes oder für Fingerbewegung. Schiebeknopf an der Innenseite nicht sichtbar.

innere Seitenschiene besitzt. Die innere Seitenschiene endigt zentral mit einer kleinen Krücke, die sich gegen die Achsel stützt. Da der durch den Biceps bewegte Stift nur zentralwärts verschoben werden kann, muß die Länge dieser Krücke derart gewählt werden, daß, während sie sich fest gegen die Achsel stützt, der Stift möglichst weit peripher gehalten wird, so daß die 2—3 cm Bewegung voll für die Armfunktion ausgenutzt werden können. Da nur eine Bewegung frei verfügbar ist, kann auch nur eine Bewegung dadurch auf einmal ausgelöst werden. Unsere bisherige Konstruktion besteht also darin, einerseits die Beugung im Ellbogengelenk auszuführen oder unter Arretierung der erreichten Beugestellung durch einen Zapfen, durch Umschaltung eine gegliederte Metallfingerhand zur Faust zu schließen und so einen Gegenstand

Fig. 36a.

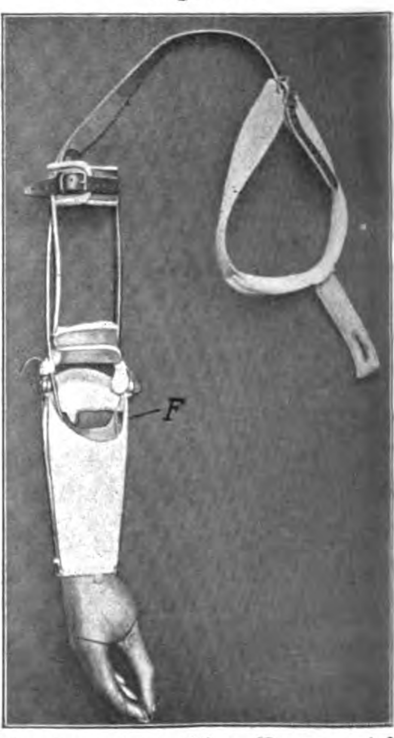


Kurzer Unterarmstumpf rechts (angeboren).

festhalten zu können. Diese Umschaltung kann entweder von der anderen Schulter aus, oder durch einen Schiebeknopf in der Höhe des Ellbogens, oder schließlich mit der gesunden Hand erfolgen. Eine automatische Feststellung kann die erreichte Beugung der Finger festhalten, wodurch die Bewegung des Stiftes und damit die Beugung des Armes wieder frei wird. Im wesentlichen läßt sich diese Konstruktion auch für kurze Unterarmstümpfe, die gut gefaßt werden können, verwenden, indem die Unterarmprothese nicht am Stumpf befestigt wird, sondern nur mit den Oberarmschienen in gelenkiger Verbindung steht, während die Stumpffassung einmal zur Beugung und Streckung, das andere Mal durch Umschaltung zur Fingerbewegung verwendet wird (Fig. 35)[1]).

Neben dieser Operationsmethode für ganz kurze Stümpfe, die uns auf sehr einfache Weise eine sehr große Kraftquelle zur Verfügung stellt, gibt es für Stümpfe, die nur so viel vorragen, daß man eben eine kleine Kappe darauf stülpen kann, schon eine Möglichkeit, die aktive Beugung auszunutzen dadurch, daß bei gut angepaßten Oberarmschienen, an die sich mit gelenkiger Verbindung der Vorderarmteil ansetzt, vom Vorderarm aus durch zwei Druckfedern eine kleine hakenförmige Kappe, die den Stumpf von rückwärts nach vorne umfaßt, gegen das Stumpfende gedrückt wird. Auf diese Weise (Konstruktion von Ingenieur F e l d s c h a r e k und Werkmeister W a l t e r)[1]) konnte bei

Fig. 36b.



Prothese dazu. Eine Kappe wird gegen den Stumpf gedrückt durch zwei Druckfedern (*F*) mit Daumenzug.

[1]) Siehe Konstruktionszeichnung im Anhang.

einem 2,5 cm langen Stumpfe eines Kindes so viel Führung erzielt werden, daß eine vollkommene aktive Beuge- und Streckfähigkeit entstand (Fig. 36 a u. b). Natürlich ist eine solche Befestigung niemals imstande, eine größere Kraftleistung zu vollbringen. Es gilt eben, wie ich für die kurzen Unterschenkelstümpfe wiederholt (17, 18) betont habe, auch für den Unterarm, daß ein so kurzer Stumpf nicht imstande ist, außer der Bewegung noch eine besondere Kraft zu entfalten; man

Fig. 37.



Kurzstumpfprothese für den rechten Unterarm. Der hintere Halbzirkel wird nach vorne durch einen Riemen (*R*) fortgesetzt. Ein Hebel (*H*) kann die Zapfensperre auslösen.

Fig. 38.



Beiderseits Armamputierter mit Kurzstumpfprothesen. Rechts ist die Schienenführung (*S*), Vorbiegung nach vorne, links der Befestigungsriemen (*R*) deutlich sichtbar.

muß mit der aktiven Beweglichkeit sehr zufrieden sein. Am Bein kann man die Stützkraft ohne weiteres dem Oberschenkel übertragen, und am Arm die fehlende Kraft durch eine einfache Sperrvorrichtung ersetzen, die dann betätigt wird, wenn mit der Prothese in einer bestimmten Stellung eine Kraftleistung ausgeführt werden soll. Der Arm kann also aktiv bewegt werden, muß aber für eine Kraftleistung in eine steife Prothese umgewandelt werden.

Kann der Stumpf irgendwie zirkulär gefaßt werden, ohne daß es möglich wäre, eine wirkliche Stumpfkappe aufzusetzen (Stumpflänge unter 12 cm bis zu 5 cm), so genügt es, knapp unter dem Ellbogen-

gelenk auf der Hinterseite einen Halbzirkel anzubringen, der sich nach vorne nur in einen schmalen Riemen fortsetzt (Fig. 37)[1]). Diese Art der Stumpffassung wurde über meine Anregung hin in unserer Versuchswerkstätte ausgebaut und ist auch für Arbeitsarme vollkommen ausreichend. Es hat sich eben nur die vorerwähnte Zapfensperre (Fig. 23), die auch auf Fig. 37 deutlich sichtbar ist, als Unterstützung empfohlen, die immer dann, wenn eine Stellung längere Zeit eingehalten werden soll, dem kurzen Stumpf die Arbeit abnehmen kann. Eine Umdrehung des Sperrhebels hebt die Zapfen aus und gestattet wieder die freie Beweglichkeit. Bei so kurzen Stümpfen wird außerdem mit Vorteil die Schienenführung, wie bei den Kurzstumpfprothesen des Oberarmes, den Stumpfkonturen genau angepaßt (Bauer). Sind die Stümpfe über 12 cm, so ist nur noch auf die von mir (17) angegebene Schienenführung, die eine Vorbiegung im Sinne der Armbeugung aufweisen muß, zu achten, damit die Prothese den Bewegungen des Stumpfes besser folgen und ein Herausschlüpfen aus der Stumpfkappe vermieden werden kann (Fig. 38). Ein Gummizug an der Hinterseite kann bei kurzen Stümpfen die oft nur mit geringer Kraft mögliche Streckung etwas verbessern.

Fig. 39.



„Sensible Prothese" für den linken Unterarm mit mehrfachen Riemen zur Befestigung der Arbeitsgeräte.

Ueber längere Unterarmstümpfe wird ähnlich wie am Oberarm eine genau passende Stumpfkappe nach Gipsmodell angefertigt. Infolge der konischen Form des Unterarmes ist eine direkte Befestigung am Vorderarm allein nicht möglich, wir müssen mit unserer Befestigung über das Ellbogengelenk greifen. Die Kurzstumpfvorderarmprothese wird daher nach unseren Erfahrungen am besten an einer Oberarmhülse mit Seitenschienen im Ellbogengelenk beweglich befestigt. Das einfache Scharniergelenk genügt, weil bei nicht sehr langen Stümpfen eine Drehbewegung nicht ausgeführt werden kann (Fig. 37). In gleicher Weise werden die später zu beschreibenden Dreharme und viele kosmetischen

[1]) Siehe Konstruktionszeichnung im Anhang.

Prothesen, namentlich solche für Daumenbewegung, mit Schnurzug von der anderen Schulter am Oberarm befestigt. Sowohl die Neumannsche Aufhängung, die Riedinger (10) für Schwerarbeiter nicht für ausreichend hält, wie die Originalbindung der Kellerhand sind gewiß in der Hand des geübten und intelligenten Arbeiters außerordentlich praktisch; für die Massenversorgung unserer Bauern aber scheinen sie weniger geeignet; jedenfalls lieben sie unsere Patienten nicht sehr und ziehen ihnen die einfache Manschette vor. Längere Stümpfe also, die die Pro- und Supination bereits gestatten, werden, ob sie nun

Fig. 40.



Bauerarm
für den linken Unterarm mit normalisierter Düse.

Fig. 41.



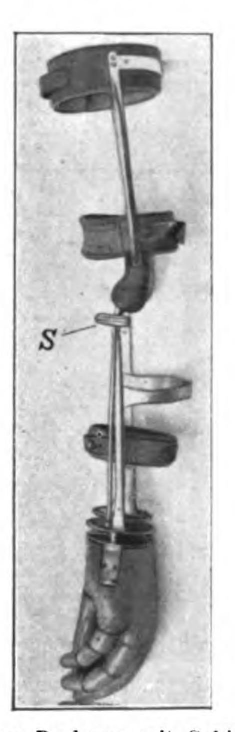
Kunsthand
mit dem Umschaltmechanismus (*U*) eines Dreharmes. Stumpfmanschette (*M*).

nur aus einer einfachen Lederhülse bestehen, wie unsere „sensiblen Prothesen" (Fig. 39), oder durch Seitenschienen versteift sind, wie unsere Bauernarme (Fig. 40), nur an einer kurzen Ledermanschette am Oberarm durch einen Außen- und einen Innenriemen befestigt. Ich kann hervorheben, daß diese Befestigungsart sowohl für landwirtschaftliche wie auch für gewerbliche Betriebe, in denen sie bisher erprobt wurde, stets ausgereicht hat, wenn die Riemen entsprechend kräftig gewählt wurden.

Für gewerbliche Arbeiten kann also ein langer Unterarmstumpf meist direkt verwendet werden, wie dies von verschiedener Seite (Spitzy [11], Biesalski [4]) bereits betont wurde. Vielfach sind bei uns als „sensible" Prothesen Ueberzüge des Stumpfes aus

weichem Leder in Gebrauch, welche nur einfache Vorrichtungen (Riemen) tragen, damit das Arbeitsgerät am Stumpf befestigt werden kann, während dem Patienten aber das Gefühl vollkommen erhalten bleibt. In einzelnen Fällen muß die Lederkappe über dem Stumpfende verstärkt werden, auch ist manchmal die Anbringung einer metallenen Düse zur Aufnahme der bekannten Ansätze notwendig. Für kosmetische Prothesen hingegen kann die bei solchen Stümpfen

Fig. 42.



Ganzer Dreharm mit Schiebeknopf (S) zur Umschaltung.

Fig. 43.

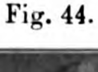


Amputation der Hand. Handgelenk erhalten. Durch Druck des Stumpfes gegen die Pelotte (P) wird der Daumen geschlossen.

noch vorhandene Pro- und Supination für die Bewegungen einer künstlichen Hand in weitem Maße ausgenutzt werden. Dieses schon von Dalisch-Berlin, dem Amerikaner Mueller, dem Schweizer Rohrmann und neuerdings von Härtel-Breslau verwendete Prinzip wurde von uns unter dem Namen „Dreharm"[1]) insofern weiter ausgebaut, als über meinen Vorschlag in unserer Versuchswerkstätte die Kuppelung sowohl der Dreh- wie auch der Fingerbewegung unter gegenseitiger Auslösung durch einen einfachen Schiebe-

[1]) Siehe Konstrukktionszeichnung im Anhang.

knopf (man könnte es ebensogut durch Schnurzug der anderen Schulter übertragen) ausgearbeitet wurde (Fig. 41 u. 42). An die Seitenschienen der Oberarmhülse sind in den Ellbogengelenken die zwei Vorderarmschienen eingehängt, die bis zur Höhe des normalen Handgelenkes reichen. Dort sind sie durch eine Platte miteinander verbunden, die in der Mitte eine Büchse trägt, in der durch einen Zapfen die von den Vorderarmschienen vollkommen getrennte Unterarmstumpfmanschette mit der künstlichen Hand verbunden wird. Durch Zwischenschaltung entsprechender Scheiben, Hebel und Zapfen kann erreicht werden, daß 1. mit der Pro- und Supination die Hand mitfolgt. 2. Durch Umschaltung mittels eines Schiebeknopfes im Ellbogengelenk kann die Verbindung der Armhülse mit der Hand aufgehoben werden, wobei gleichzeitig die augenblickliche Handstellung fixiert wird. 3. Gleichzeitig ist eine Verbindung der Armhülse mit dem Daumen der Kunsthand derart hergestellt, daß jetzt die Pronation eine Schließung des Daumens gegen die anderen Finger, die Supination eine Oeffnung desselben herbeiführt. 4. Durch Zurückziehen des Schiebeknopfes kann jede beliebige Daumenstellung fixiert werden, die Verbindung mit dem Daumen wird wieder unterbrochen und die Pro- und Supination zur Drehung der Hand, die also z. B. jetzt einen Gegenstand festhält, frei. Es ist in einigen Ausführungen außerdem eine eigene Vorrichtung vorhanden, daß bei jeder Umschaltung die Pro- und Supination für die nächste Bewegung vollkommen frei wird, da bei unseren ersten Versuchen, wenn die Pronation für die Drehung der Hand ganz ausgenützt worden war, für die Daumenbewegung nichts mehr übrig blieb. Da diese Konstruktion aber sehr kompliziert wird, so haben wir einen Ausweg derart gefunden, daß wir als Ausgangsstellung eine gewisse Mittelstellung wählten (eine leichte Supination), so daß aus dieser die Bewegungen nach beiden Seiten unseren Erfahrungen entsprechend ausreichend möglich sind. Die aus-

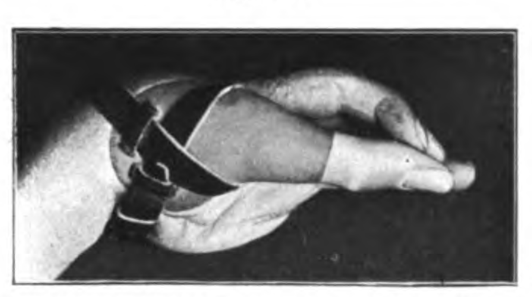

Fig. 44.


Original-Kellerhand,
verwendet im gewerblichen Betriebe.

gezeichnete Durcharbeitung dieses Prinzips wurde bei uns von Ingenieur Feldscharek (16) und Werkmeister Walter ausgeführt.

Handgelenk. Das Handgelenk, das anatomisch Beugung und Streckung, radiale und ulnare Abduktion erlaubt und, wie wir oben erwähnt haben, auch die Pro- und Supination übernehmen soll, soweit dies nicht im Ellbogengelenk ausgeführt wird, wird beim Prothesenbau im

Fig. 45.



Fehlen des linken Daumens und Kontraktur der übrigen Finger. Künstlicher Daumen in Oppositionsstellung.

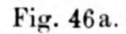


Fig. 46a.



Fehlen des rechten Daumens und Zeigefingers.

Fig. 46b.



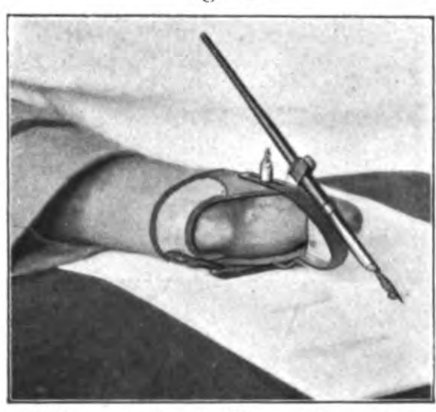
Fehlen des rechten Daumens und Zeigefingers. Künstlicher Daumen zum Schreiben.

allgemeinen vernachlässigt. Begründet erscheint dies darin, daß deshalb, weil alle Bewegungen des normalen Armes und der Hand willkürlich nicht ausgeführt werden können, es für die Prothese genügt, wenn sie einerseits imstande ist, die erwünschte Endstellung festzuhalten, anderseits aber bestimmte Einzelbewegungen frei zu gestatten. Dort wo Schulter und Ellbogengelenk vorhanden sind, können sie in weitem Maße das Handgelenk ersetzen, das wir auch normalerweise, wenn wir schwer arbeiten, steif halten. Deshalb hat auch sein Wegfall keinen

besonderen Funktionsausfall zur Folge, da sich die Beugung und Streckung zum Teil im Ellbogengelenk, die Abduktion im Schultergelenk oder durch entsprechende Kombination von beiden erzielen läßt. Selbst die Pro- und Supination, wenn sie im Ellbogengelenk nicht ausführbar ist, wird am einfachsten dadurch ersetzt, daß die Arbeitsansätze in entsprechend gedrehter Stellung eingesetzt werden. Dort aber, wo für bestimmte gewerbliche Arbeiten ein eigenes Handgelenk unbedingt notwendig ist, verwenden wir das Gelenk des Wienerarmes mit einem ganz kurzen Ansatzstück. In solchen Fällen muß jedoch der Vorderarmteil etwas kürzer gehalten werden.

Ebenso wie für gewerbliche Arbeiten kann das Handgelenk auch für den kosmetischen Arm vernachlässigt werden. Dies wird besonders dann fast zur Notwendigkeit, wenn wir auf eine willkürliche Bewegung des Daumens und der Finger durch Schnurzug von der anderen Schulter rechnen. In solchen Fällen würde bei frei beweglichem Handgelenk zuerst die Hand und dann erst der Daumen bewegt werden oder man müßte eine ähnliche Schnurführung wie beim Carnesarm wählen, die eben einen besonderen Bau der Prothese zur Voraussetzung hat. Es gibt aber genug Holzhände, die an Stelle des Handgelenks ein einfaches Kugelgelenk tragen, das natürlich in erhöhtem Maße die Bewegungen des natürlichen erlaubt; jedoch sind solche Hände für einen Daumenzug nicht geeignet.

Fig. 47.



Fehlen sämtlicher Finger der rechten Hand. Einfacher Schreibbehelf.

H a n d und F i n g e r. Ohne auf die anatomische Gliederung der Hand und der Finger einzugehen, sei nur festgestellt, daß die wichtigste Aufgabe der Hand das Fühlen und das Fassen bzw. Festhalten ist. Das Fühlen, das für den Patienten wohl das allerwichtigste wäre, können wir unseren Prothesen leider nicht wiedergeben.

Anders steht es mit dem Fassen und Festhalten. Von Kunsthänden gibt es hierfür dreierlei Typen: 1. Bewegliche Finger und Daumen. 2. Bewegliche Finger gegen einen Daumen in Oppositionsstellung. 3. Beweglichen Daumen gegen steife oder gegen Ueberstreckung gesperrte Finger. Wir verwenden hauptsächlich die zweite und dritte Type. Die beweglichen Finger können sich infolge einer gegenseitigen

Fig. 48.



Doppelseitig Armamputierter mit der ersten Prothesenjacke von Erlacher. Die Armhülsen sind auf den Aermeln der Weste festgenäht.

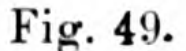


Fig. 49.



Doppelseitig Armamputierter, seine Prothesenjacke mit eigenem Schnürer zuschnürend.

Verbindung auch um runde Gegenstände vollkommen schließen und solche erfassen; ihnen kann der Daumen in drei Stellungen opponiert werden. Nun haben wir eine Konstruktion, wo in der Hand selbst eine Sperre sich befindet, so daß jede aktiv erreichte Faustschlußstellung sofort festgehalten wird, bis durch einen Druck auf einen Knopf die Sperre wieder gelöst wird. Eine zweite Lösung, wie sie für die beiden erwähnten Bicepsarme verwendet wurde, ist insofern besser, als der Faustschluß mit der ganzen für die Beugung zur Verfügung stehenden Kraft erfolgt und nun von der anderen Schulter aus durch einen kurzen Zug die erreichte Fingerstellung fixiert und gleichzeitig die Umschaltung auf die Beugung des Armes erfolgt. Ein neuerlicher kurzer Zug und die Armstellung steht fest, die Fingerbewegung wird wieder frei und der Gegenstand kann losgelassen werden. Diese Anordnung der Auslösung ist sehr praktisch, da immer fortlaufend dieselbe kurze Bewegung die Umschaltung besorgt und hierdurch der Schulterzug weder überanstrengt wird, noch ermüdet (Fig. 34). Da wir die fabrikmäßige Herstellung der Metallfinger noch nicht durchführen können, versorgen wir die größte Zahl unserer Armamputierten mit einfachen Holzhänden mit beweglichem Daumen, der entweder durch

Schnurzug von der anderen Schulter bewegt werden kann oder einfach federnd in der Hand befestigt ist, so daß ein Gegenstand mit der gesunden Hand dort eingeklemmt und dann durch Federkraft festgehalten wird. Das Prinzip des Schulterzuges, die Verwendung einer vorhandenen Bewegung zur Bewegung einer Prothese durch Uebertragung mittels Schnurzuges, wurde besonders von den Amerikanern schon

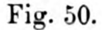
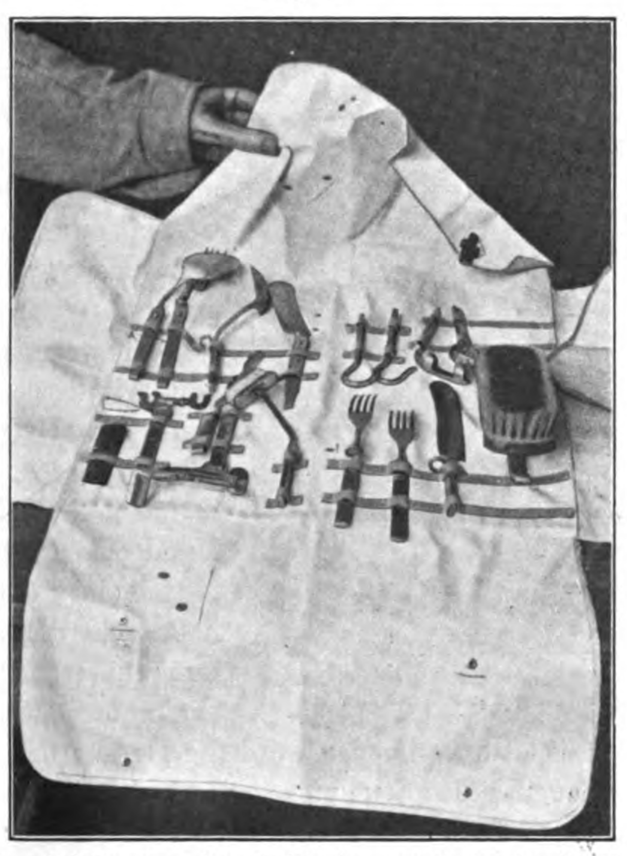


Fig. 50.



Die notwendigen Behelfe eines doppelseitig Armamputierten für das tägliche Leben. Der Verschluß der Tasche ist derart, daß ihn jeder Armamputierte betätigen kann.

lange geübt, während sie bei uns zuerst von Spitzy (11) wieder ausgeführt wurde. Während nun einzelne Patienten mit dem Schulterzug sehr zufrieden sind, wollen ihn andere nicht annehmen und wählen lieber den einfachen federnden Daumen. Dies hat seinen Grund darin, daß der Schulterzug (wie jeder andere), wenn er dauernd z. B. zum Festhalten eines Gegenstandes verwendet werden muß, als eine Zwangsstellung unangenehm empfunden wird. Daher wird der Schulterzug von uns hauptsächlich zum Oeffnen des Daumens verwendet, während

das Schließen desselben passiv durch die Federkraft erfolgt. Die Patienten können damit Gewichte bis zu 500 g heben. Eine besondere Aufmerksamkeit legen wir auch auf weites Oeffnen der Daumenzange, daß auch größere Gegenstände damit gut gefaßt werden können; so erreichen wir im allgemeinen eine Oeffnung der Daumenzange beim Schnurzug bis 7 cm Fingerspitzenentfernung, beim Dreharm bis 6 cm. Da infolge des langen Weges und der notwendigen Reibung keine sehr große Kraft mit dem Schnurzug ausgeübt werden kann, ziehen die Patienten das Einklemmen eines Gegenstandes in den federnden Daumen vor. Dazu gehört allerdings wenigstens eine gesunde Hand. Daher verwenden auch alle unsere doppelseitig Armamputierten ausschließlich den Schulterzug, wenn nicht auf andere Weise eine aktive Fingerbewegung erzielt werden kann, weil sie nur dadurch von ihrer Umgebung unabhängig werden.

Fig. 51.



Verschluß und Aufhängevorrichtung der Hose eines doppelseitig Armamputierten.

In 2 Fällen, wo das Handgelenk und ein Teil der Mittelhand erhalten waren, habe ich die Daumenbewegung in einfacher Weise so ausführen lassen, daß der Daumen mit einer Pelotte verbunden wurde, gegen die der kurze Stumpf drückt. Die Beugung des Stumpfes schließt gleichzeitig den Daumen (Fig. 43). In einem weiteren Falle, wo ungefähr ein Drittel der Metacarpalia noch erhalten ist, hoffe ich durch die Verlängerung, die bei der Beugung des Handgelenkes entsteht, eine gut angepaßte Fingerhand zum Faustschluß zu bringen.

Ueber die Form unserer Holz- und Metallhände wäre noch zu bemerken, daß wir nach unseren Erfahrungen bei den beiderseitig Armamputierten Daumen, Mittel- und Ringfinger gleich lang machen, sie an der Außenseite mit Metallnägeln versehen, ähnlich dem normalen Nagel, und daß wir außerdem den Daumen genau dem zweiten und dritten Finger gegenüberstellen, wenn die Kunsthand zum Greifen dienen soll. Wir machen aber bei den gewöhnlichen Typen den Daumen

nicht bis zu den anderen Fingerspitzen reichend, wenn die Hand nur zum Festhalten verwendet wird. Zeige- und Mittelfinger der Holzhand sind meist steif und gegen zu große Gebrechlichkeit durch ein eingelegtes Furnier oder einen Draht verstärkt hergestellt, vierter und fünfter Finger sind beweglich und können passiv gebeugt werden.

Für die Landwirtschaft und für gewerbliches Arbeiten wird die anatomische Handform verlassen und nur ein zweckentsprechender Ansatz verwendet. Die dreifingerige Kellerhand, die vielleicht der Form nach der natürlichen am nächsten steht, wird von uns viel verwendet und ist sowohl für die Landwirtschaft wie auch für Gewerbe sehr gut geeignet (Fig. 44). Außerordentlich vielseitig verwendbar ist ferner die Rossetklaue. Sonst aber werden entsprechend dem jeweiligen Erfordernis und dem Zwecke, dem sie dienen sollen, bestimmte Ansätze angefertigt, die ja eigentlich alle Funktionen der Hand ersetzen können (Fig. 25). Die Verwendung des Ansatzes ist meist aus den Figuren schon ersichtlich. Ueber besondere Ansätze für einzelne Gewerbe verweise ich auf die entsprechende Abhandlung von Pokorny und Bindermann (in diesem Heft S. 492 ff.).

Fig. 52.



Kreuzhebelprothese, die durch Heben des Oberarmes Beugung des Ellbogens und der Hand unter leichter Supination erlaubt.

Einzelne fehlende Finger können für gewerbliche Arbeiten im allgemeinen vernachlässigt werden, weil der künstliche Holzfinger gefühllos ist und beim Hantieren an Maschinen deshalb leicht Unheil anstiften kann; nur der Daumen wird meist durch einen einfachen Widerhalt ersetzt. Sonst kommen solche Fälle aber aus kosmetischen Gründen und, wenn es an der rechten Hand ist, auch des Schreibens wegen zur notwendigen Ersatzbeschaffung. Es ist selbstverständlich, daß in solchen Fällen der Daumen immer stärker in Opposition gegenübergestellt wird, wobei auf die meist noch nebenbei bestehende Kontraktur Rücksicht genommen werden muß (Fig. 45 u. 46 a, b). Einfache Schreibbehelfe lassen sich auch beim Fehlen aller Finger leicht herstellen (Fig. 47).

Noch einige Worte über das Material, das wir für unsere Prothesen verwenden. Schulterkappen und Stumpfhülsen werden immer aus

Walkleder hergestellt, da nach unseren Erfahrungen nur dieses auch bei längerer Berührung mit der bloßen Haut einigermaßen seine Form und Konsistenz beibehält. Zur Unterfütterung dient Sämischleder oder weicher, dicker Flanell (Moleskin). Für die Aufhängung der Arbeitsarme wird von unserem ärztlichen Leiter der Invalidenschulen an Gurten und Riemen das stärkste Material verlangt. Zur Verkleidung des Metallgerüstes am Oberarm, Ellbogengelenk und Vorderarm haben wir sowohl Fiber- wie auch Hornhautleder verwendet. Das erstere ist in größeren Mengen nicht mehr zu haben und ist nicht so plastisch wie Leder; das zweite hat sich trotz seiner Leichtigkeit nicht bewährt, weil es außerordentlich scharfe Ränder hat, so daß jede Naht durchschneidet, weshalb alles genietet werden muß, und weil dieses Leder, wenn es feucht wird, die Form verliert. Auch das früher von uns verwendete Korbgeflecht mußte, weil es nicht sehr dauerhaft war, wieder aufgegeben werden. Wir verwenden also auch für die Verkleidung jetzt nur noch Walkleder (minderer Qualität). Alle Metallteile werden aus Stahl hergestellt. Für Schnurzüge verwenden wir jetzt nur mehr ausschließlich Metallkabel (Bowden-Kabel), da sie sehr dauerhaft sind und die Darmsaiten ständig reißen. Die größere Reibung muß man dabei allerdings in Kauf nehmen, dafür dehnen sie sich aber nicht, im Gegensatz zu den Darmsaiten, und entfällt daher das ständige Nachspannen.

Fig. 53.



Der „Wienerarm“ als Ansatzstück mit normalisierten Ansatzzapfen (nach Bauer).

Unser Großbetrieb hat uns schon vor der Annahme des normalisierten Ansatzzapfens und Aufnahmsdüse gezwungen, die einzelnen Teile, die wir für unsere Prothesen brauchen, für den internen Gebrauch zu normalisieren und im großen herzustellen. Bei den Armen hatten wir zufällig für den Ansatzzapfen die nachher vereinbarten Dimensionen (13 mm) bereits verwendet, so daß wir in der angenehmen Lage waren, mit dem Tage der Vereinbarung nur mehr normalisierte Ansatzstücke zu liefern. Ich möchte sogar noch weiter gehen und hier den Vorschlag wiederholen, den ich bereits in unserem Spitale gemacht habe, nämlich alle, besonders auch die bisher bereits erprobten Armkonstruktionen, deren Wesen ja meist im Ellbogengelenk liegt, so wie wir dies für den Wienerarm bereits gemacht haben (Fig. 53) und wie dies für die kosmetische Hand allgemein üblich ist, als Ansatzstücke herzustellen.

Es wäre für die Verbreitung bewährter Systeme, wie des Jagenberg-, des Rota-Armes, unseres Wienerarmes, ferner der verschiedenen Konstruktionen, wie Brandenburgarmes, Ulmerfaust, des Siemensarmes, der Arbeitsarme von Riedinger und Biesalski usw., von entschiedenem Vorteile, wenn jeder Patient entsprechend seiner Vorliebe oder seiner Beschäftigung sich einfach das Ellbogengelenk an seine Stumpfhülse ansetzen kann, das er sich erwählt hat. Dabei müßte allerdings für einen exakten Verschluß gesorgt werden. Ich glaube, daß oft eine bewährte Konstruktion nur deshalb abgelehnt wurde, weil die Stumpfhülse schlecht war. Dem könnte dadurch ohne weiteres abgeholfen werden, daß die kleinen wie die großen Lazarette sich nur damit zu beschäftigen hätten, dem Patienten eine möglichst exakte Stumpfkappe zu geben, dem Wesen nach z. B. das, was unsere Kurzstumpfprothese ist. Diese Stumpfhülse müßte allerdings unbedingt Metallverstärkungen tragen, knapp unter dem Stumpfende ebenfalls endigen und dort eine normalisierte Aufnahmsdüse besitzen. Der Patient braucht nun nur die Entfernung der Düse vom Ellbogengelenk zu wissen, um sich mit diesem einfachen Maße jede ihm zusagende und bewährte Prothese auf die bequemste Art besorgen zu können.

Zum Schlusse erübrigt es sich mir noch, mit einigen Worten auf die Versorgung der beiderseitig Armamputierten einzugehen. Ich kann wohl im allgemeinen auf die eingehenden Ausführungen von Spitzy und Feldscharek (12) verweisen und möchte hier nur kurz das anführen, was außerhalb des Rahmens der einseitig Amputierten fällt. Um es den Patienten zu ermöglichen, sich selbst die notwendigen einfachen Behelfe anzulegen, habe ich unserem ersten doppelseitig Armamputierten seine Stumpfkappen, an denen die Metallhülsen zur Aufnahme verschiedener Geräte für den täglichen Gebrauch sich befinden, auf die Aermel einer Weste aufnähen lassen (Fig. 48) und so den Grund für unsere jetzige schön ausgebaute Prothesenjacke gelegt. Die Verschnürung, ähnlich wie bei einem Schnürschuh, kann der Amputierte bereits selbst mit einem eigenen kleinen Schnürer ausführen, in dem das Ende der Schnur befestigt ist, und der für gewöhnlich in der rechten Westentasche steckt (Fig. 49). Dadurch ist er für die wichtigsten Beschäftigungen des täglichen Lebens von seiner Umgebung unabhängig geworden, weil er jetzt bereits jeden notwendigen Behelf leicht an seiner Stumpfhülse befestigen kann (Fig. 50). Wo dies notwendig war, haben wir überall an den Kleidern der Patienten einfache Vorrichtungen



zur Aufhängung und zum Verschluß angebracht, die der Patient selbst bedienen kann (Fig. 51).

Um auch den beiderseits Oberarmamputierten doch wenigstens einigermaßen selbständig zu machen, hat Werkmeister G r ö ß l eine Löffelprothese konstruiert, die durch starke Uebersetzung die vorhandene Beweglichkeit des Stumpfes dazu ausnutzt, um gleichzeitig das Ellbogengelenk zu beugen; bei stärkerer Beugung wird noch eine Beugung der Hand hervorgerufen, die also bei gleichzeitiger Hebung den Löffel dem Munde nähert; außerdem tritt, um ein Ausschütten der Suppe zu verhindern, mit der stärksten Beugung auch noch eine leichte Supination der Hand ein. Dadurch wurde ein doppelseitig Oberarmamputierter tatsächlich instand gesetzt, selbst zu essen! Dieses Prinzip wurde als „Kreuzhebelarm"[1]) (Fig. 52) weiter ausgebildet. Wie alle zwangsläufigen Bewegungen hat auch diese Prothese den Nachteil, daß sie für eine ganz bestimmte Bewegung eingestellt sein muß, weshalb eine vielseitige Verwendung darunter leidet. So gibt der erste Träger der Löffelprothese jetzt, seit er eine einfache Prothese mit Ellbogenbeugung durch Abduktion und Schulterzug für die Daumenbewegung näher kennen gelernt hat, dieser letzteren den Vorzug und kann mit ihr neben essen sich auch schon selbst an- und ausziehen und andere kleine Verrichtungen ausführen. Es bleibt dabei natürlich offen, wie sich die Kreuzhebelprothese noch weiter entwickeln wird, besonders wenn gewisse zwangsläufige Bewegungen zeitweise ausgeschaltet werden können.

Es ist mir im Rahmen dieser Abhandlung unmöglich gewesen, alle Einzelheiten, Zwischenstufen und Verbesserungen unserer Armprothesen anzuführen, ebenso wie viele, sicher aussichtsreiche Entwürfe, die wir aber nicht ausproben konnten, unerwähnt bleiben mußten. Trotzdem ist es wohl nicht gewagt, wenn ich feststelle, daß in unseren Werkstätten durch das gedeihliche Zusammenarbeiten a l l e r beteiligten Kreise nutzbringende und brauchbare Erzeugnisse zum W o h l e u n s e r e r P a t i e n t e n entstanden sind.

---

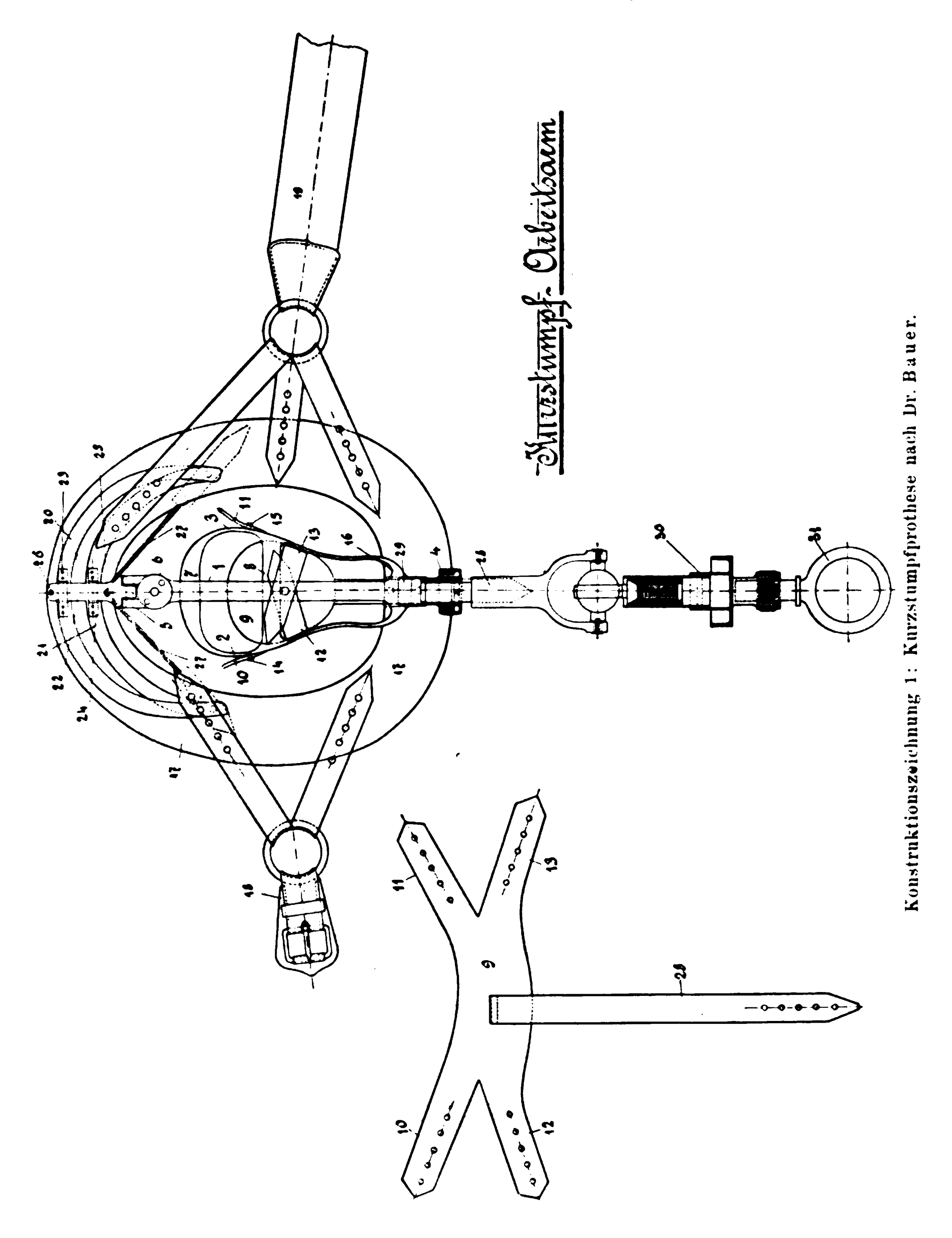
[1]) Siehe Konstruktionszeichnungen im Anhang.

Genaue Beschreibungen aller abgebildeten Prothesen und der Konstruktionszeichnungen sowie Musterstücke können durch das Kommando des k. u. k. Reservespitals Nr. XI in Wien V, Gassergasse 44—46, bezogen werden.

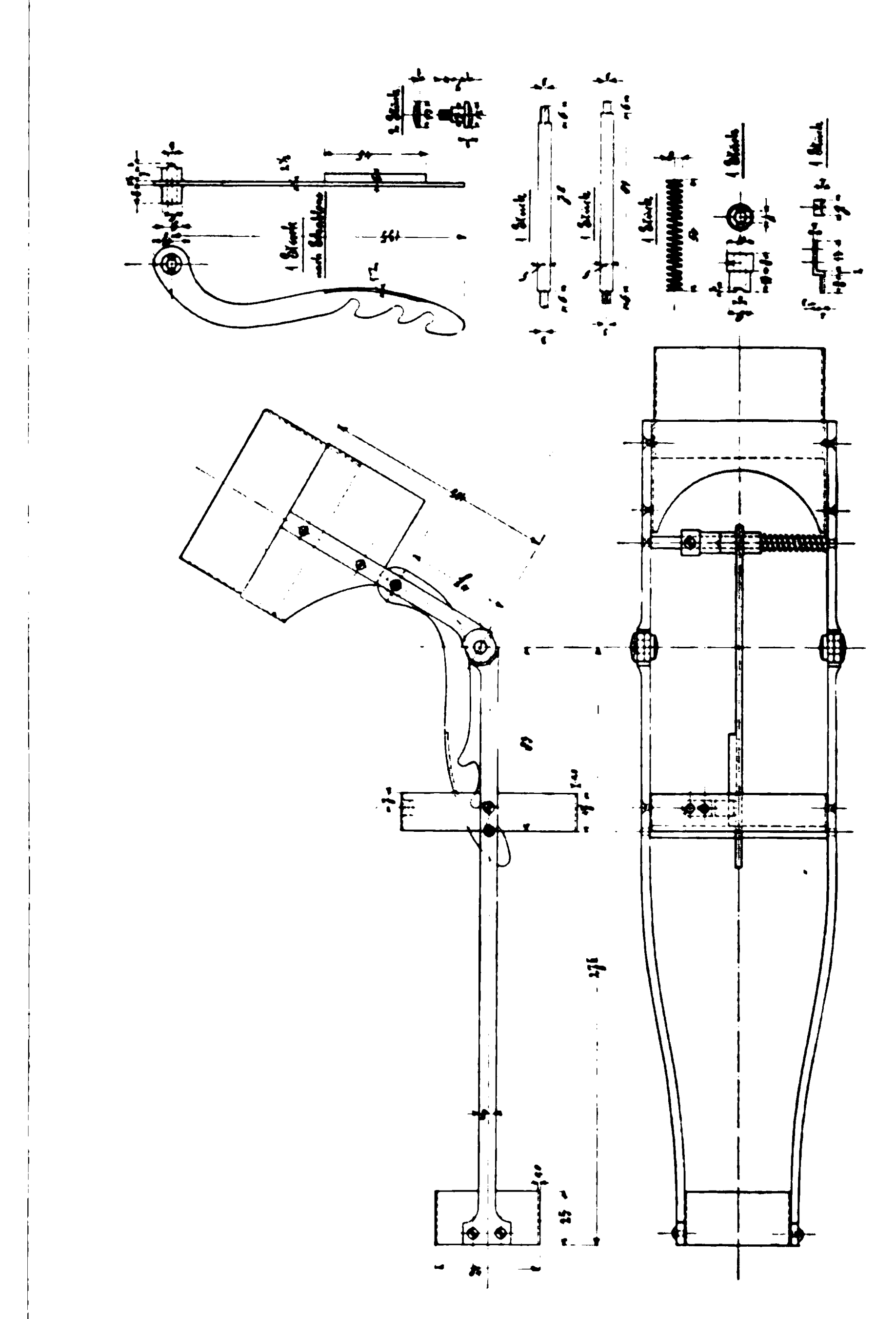


Anhang.

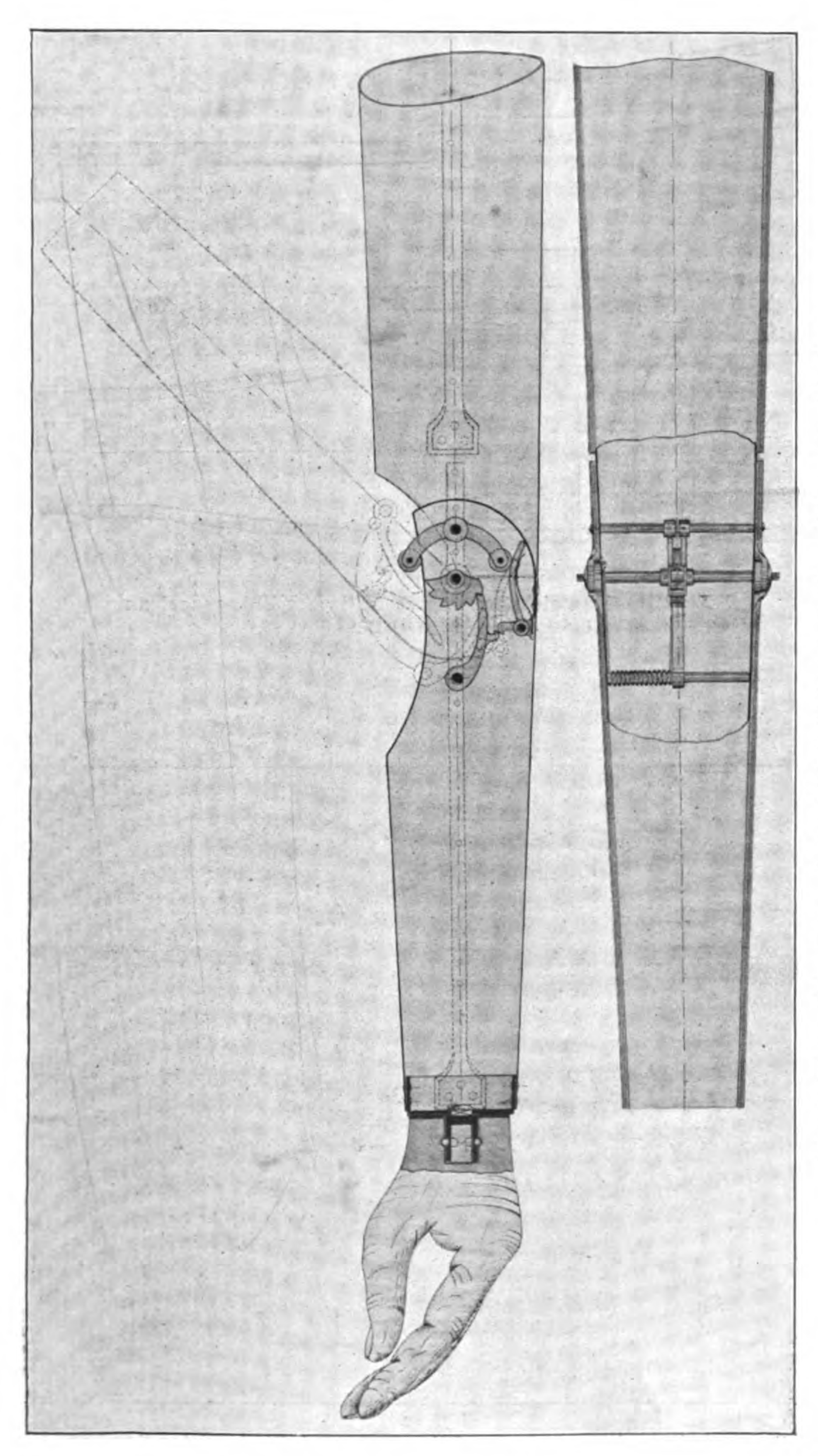
Konstruktionszeichnungen.



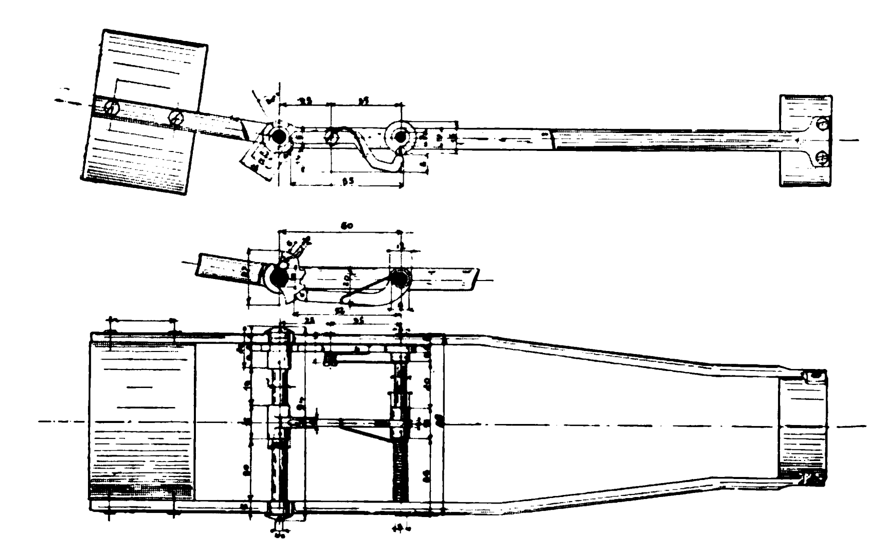
Konstruktionszeichnung 1: Kurzstumpfprothese nach Dr. Bauer.



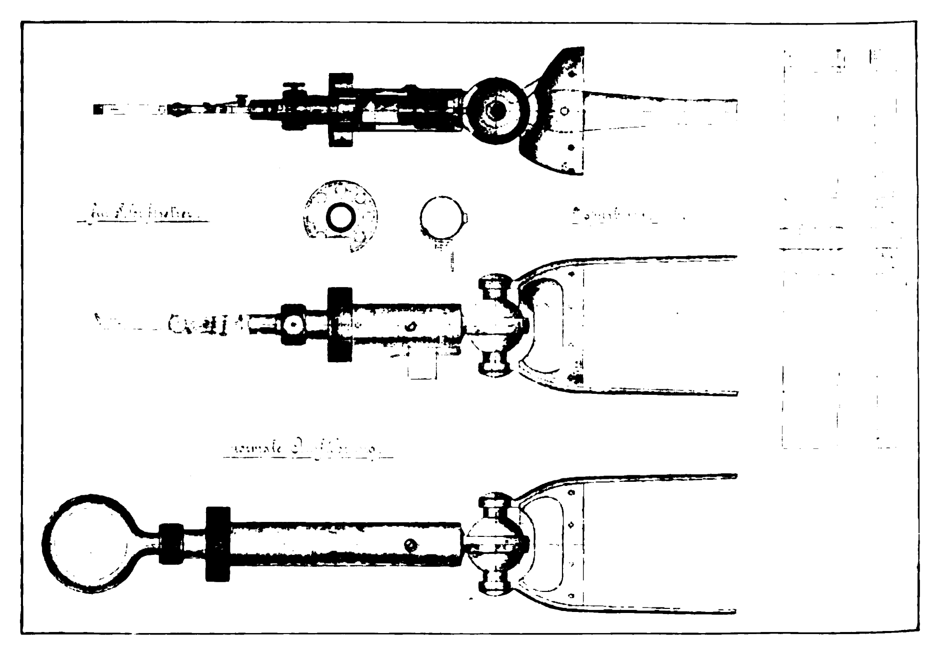
Konstruktionszeichnung 2: Automatisches Ellbogengelenk nach Ingenieur Richter.



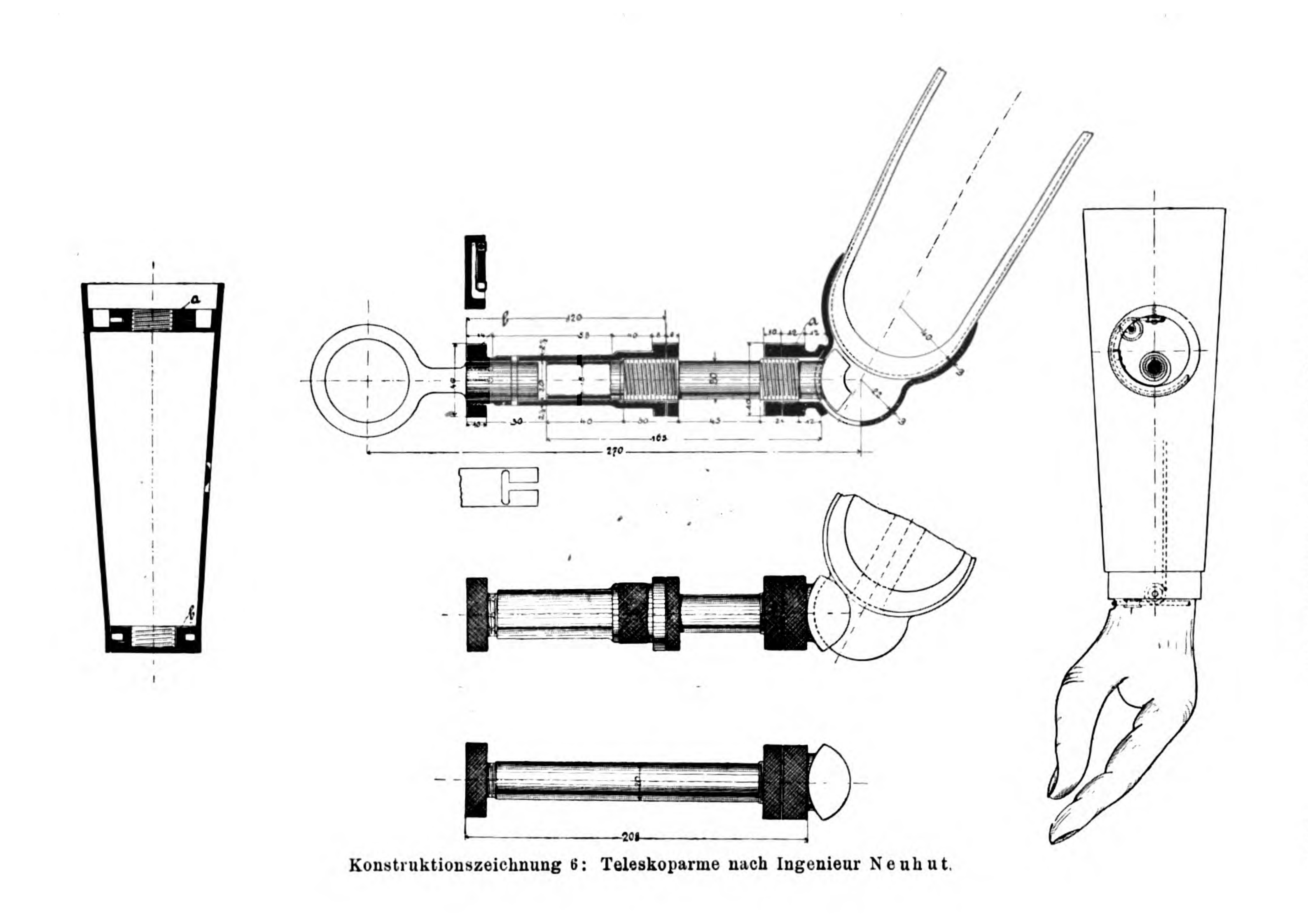
Konstruktionszeichnung 3: Automatisches Ellbogengelenk nach Ingenieur Neuhut.



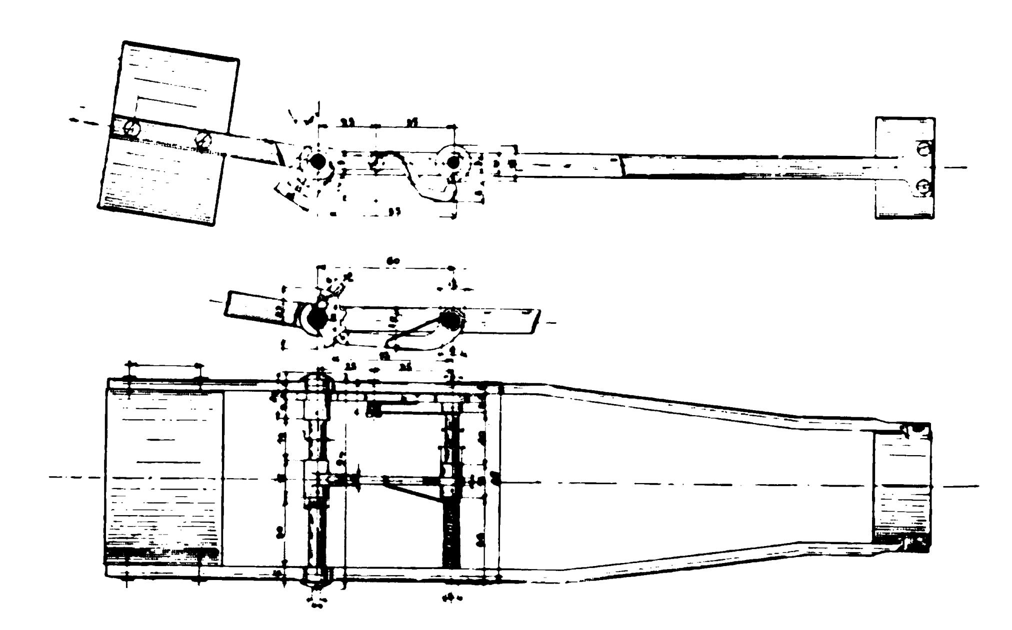
Konstruktionszeichnung 4: Automatisches Ellbogengelenk nach Ingenieur Knöpfelmacher.



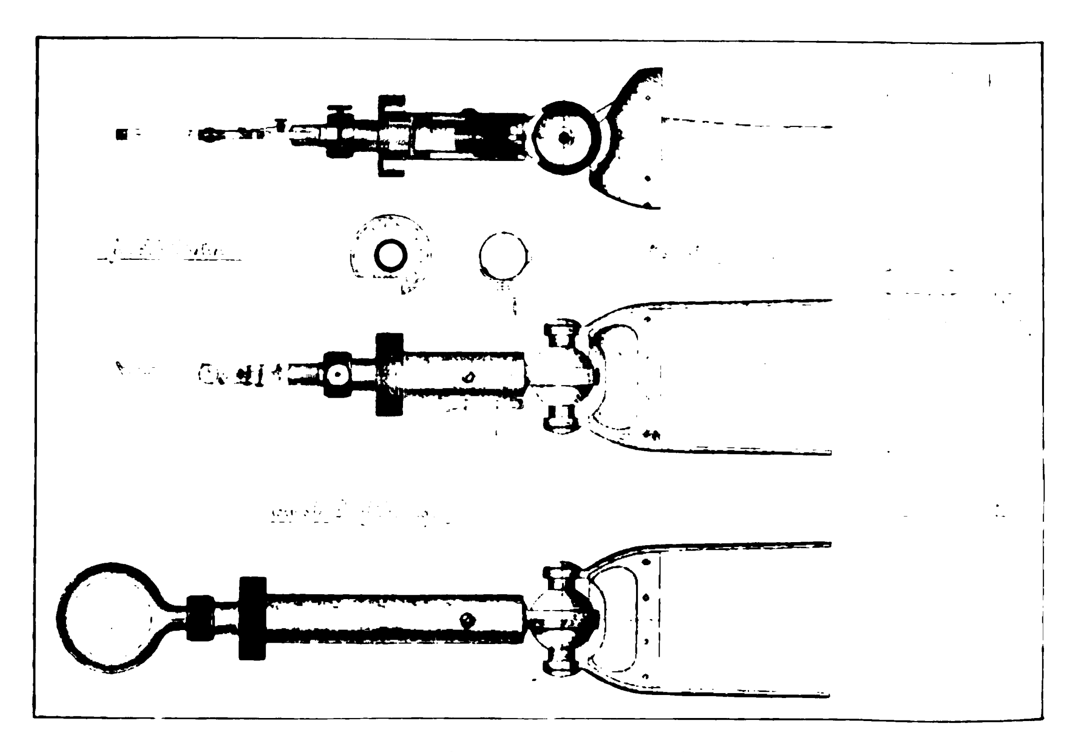
Konstruktionszeichnung 5: Der Wienerarm nach Werkmeister Gerber.



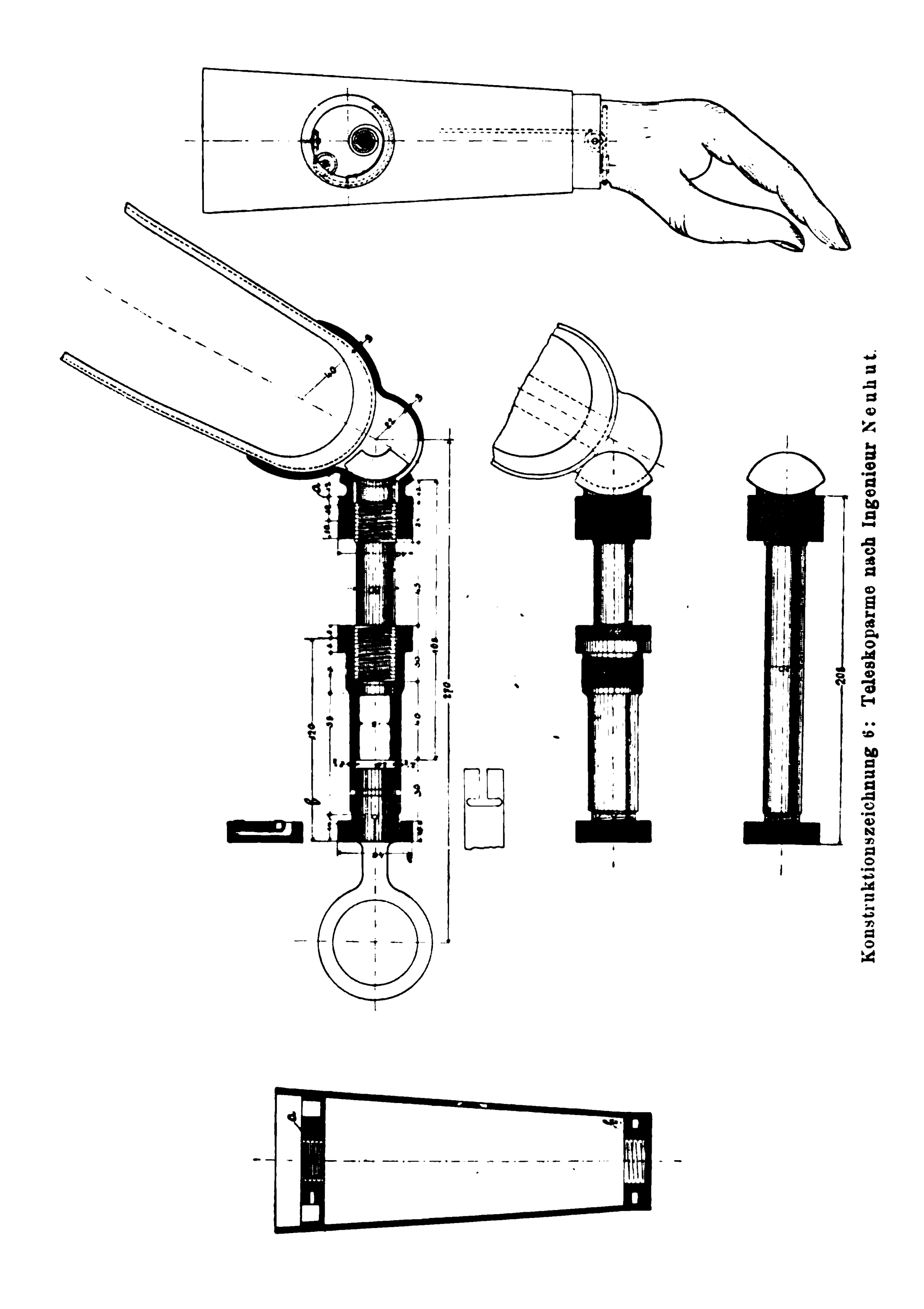
Konstruktionszeichnung 6: Teleskoparme nach Ingenieur Neuhut.



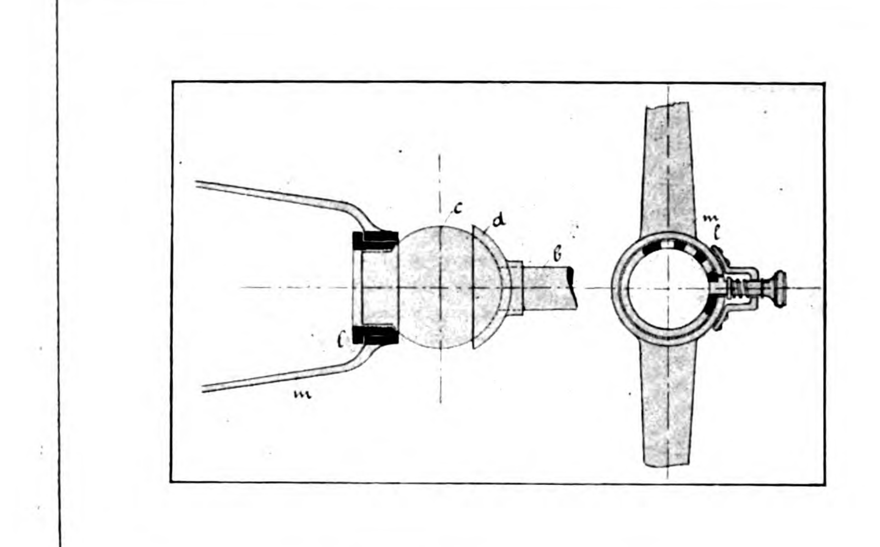
Konstruktionszeichnung 4: Automatisches Ellbogengelenk nach Ingenieur Knöpfelmacher.

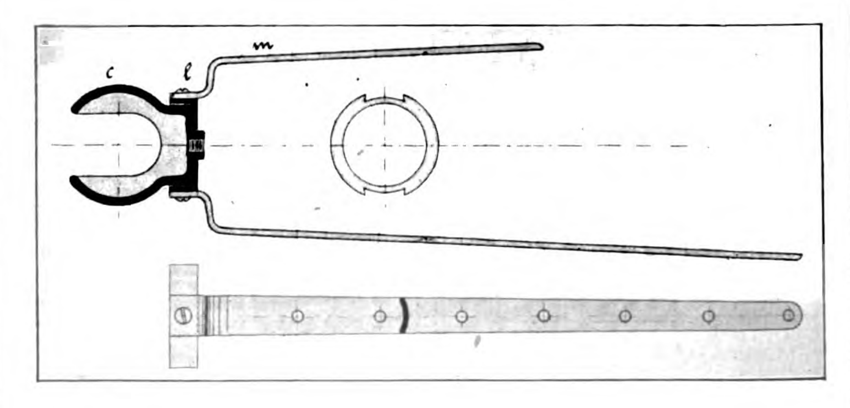


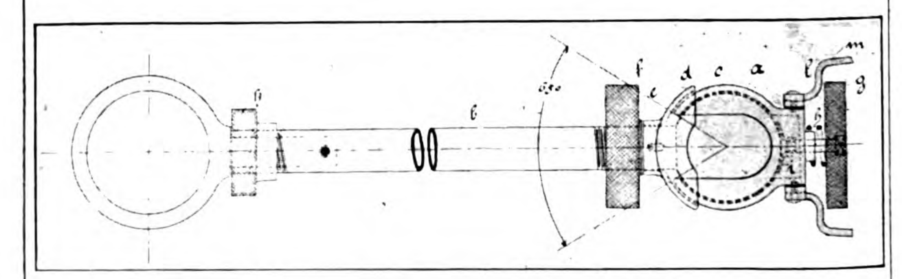
Konstruktionszeichnung 5: Der Wienerarm nach Werkmeister Gerber.



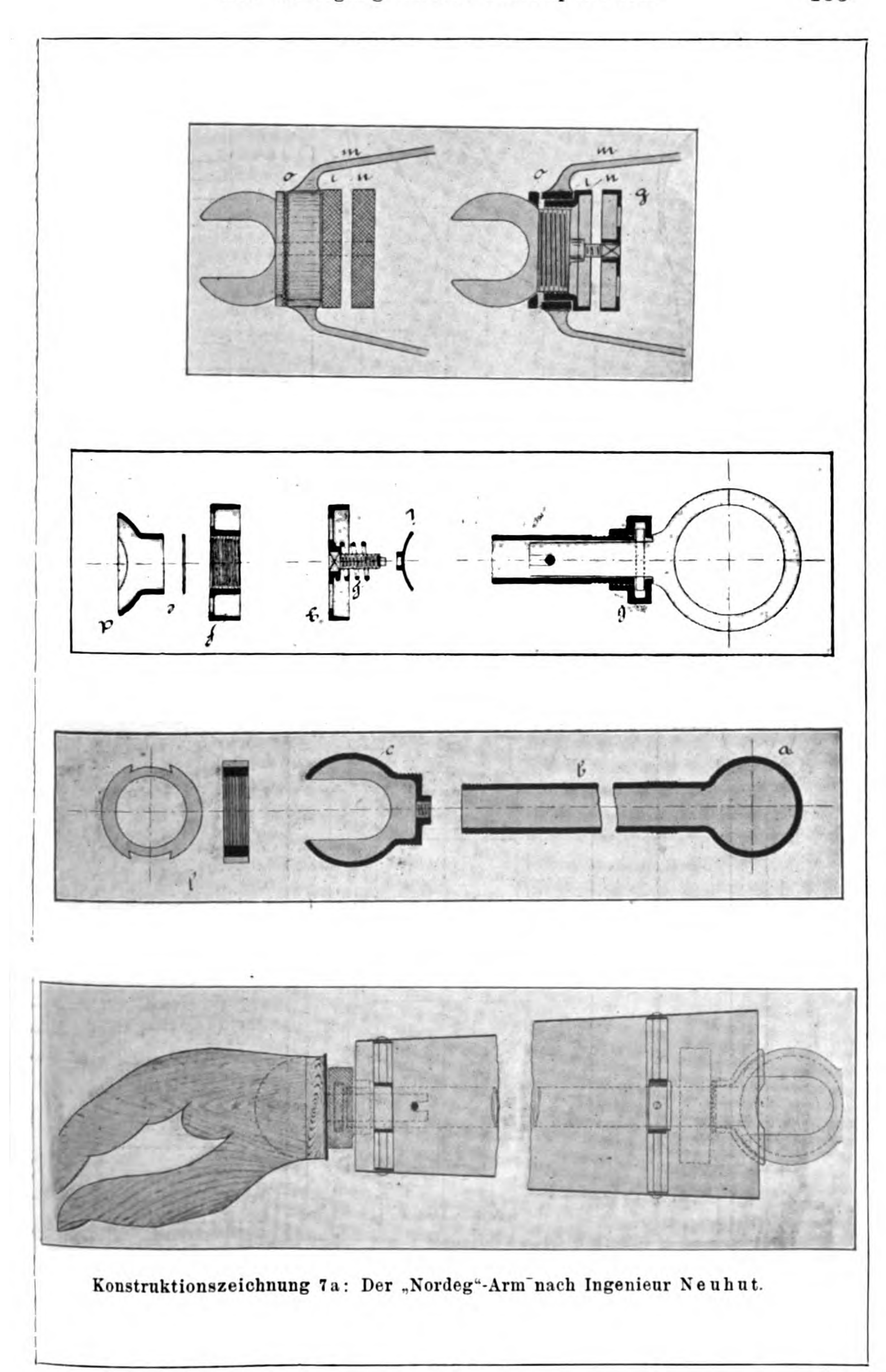
Konstruktionszeichnung 6: Teleskoparme nach Ingenieur Neuhut.



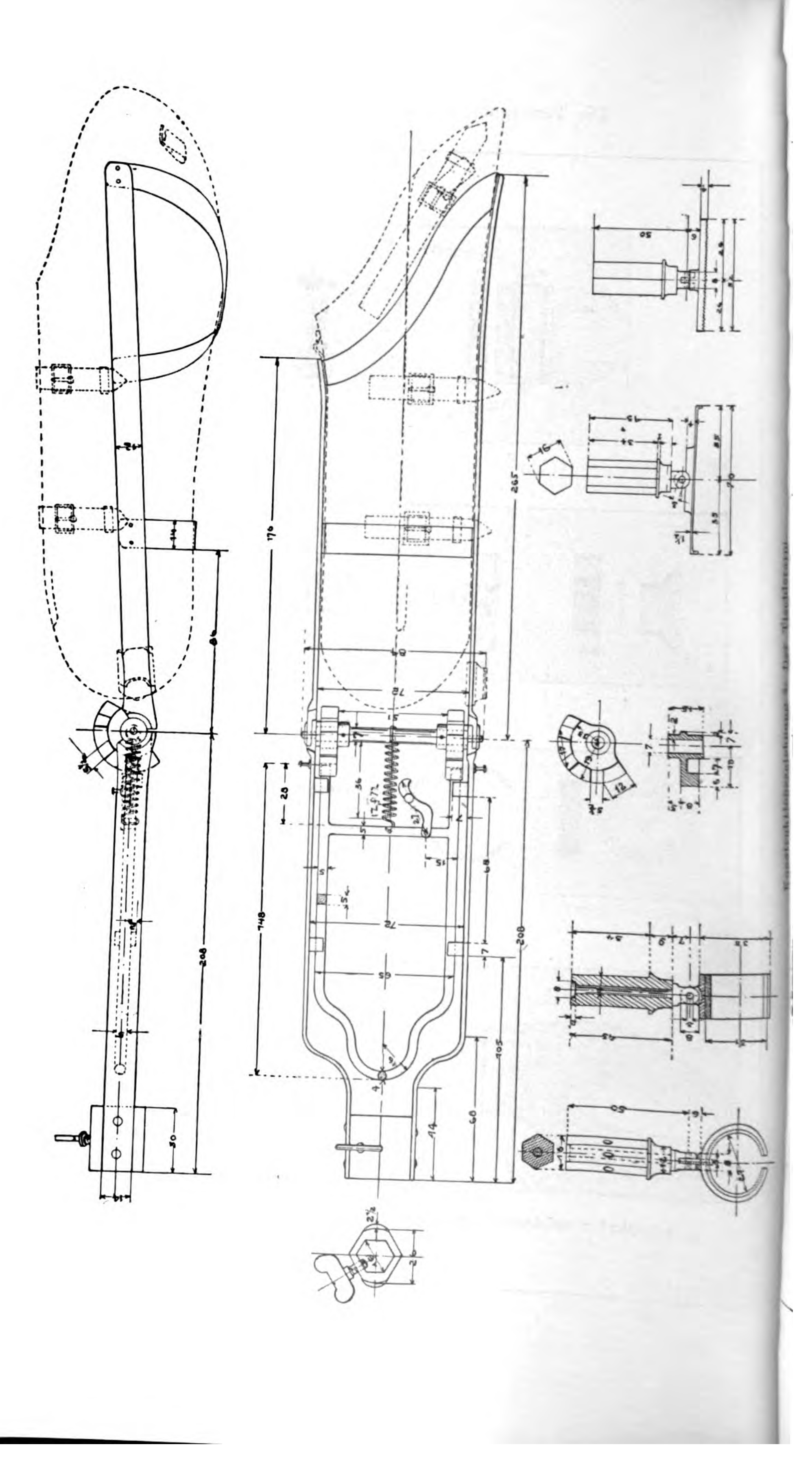


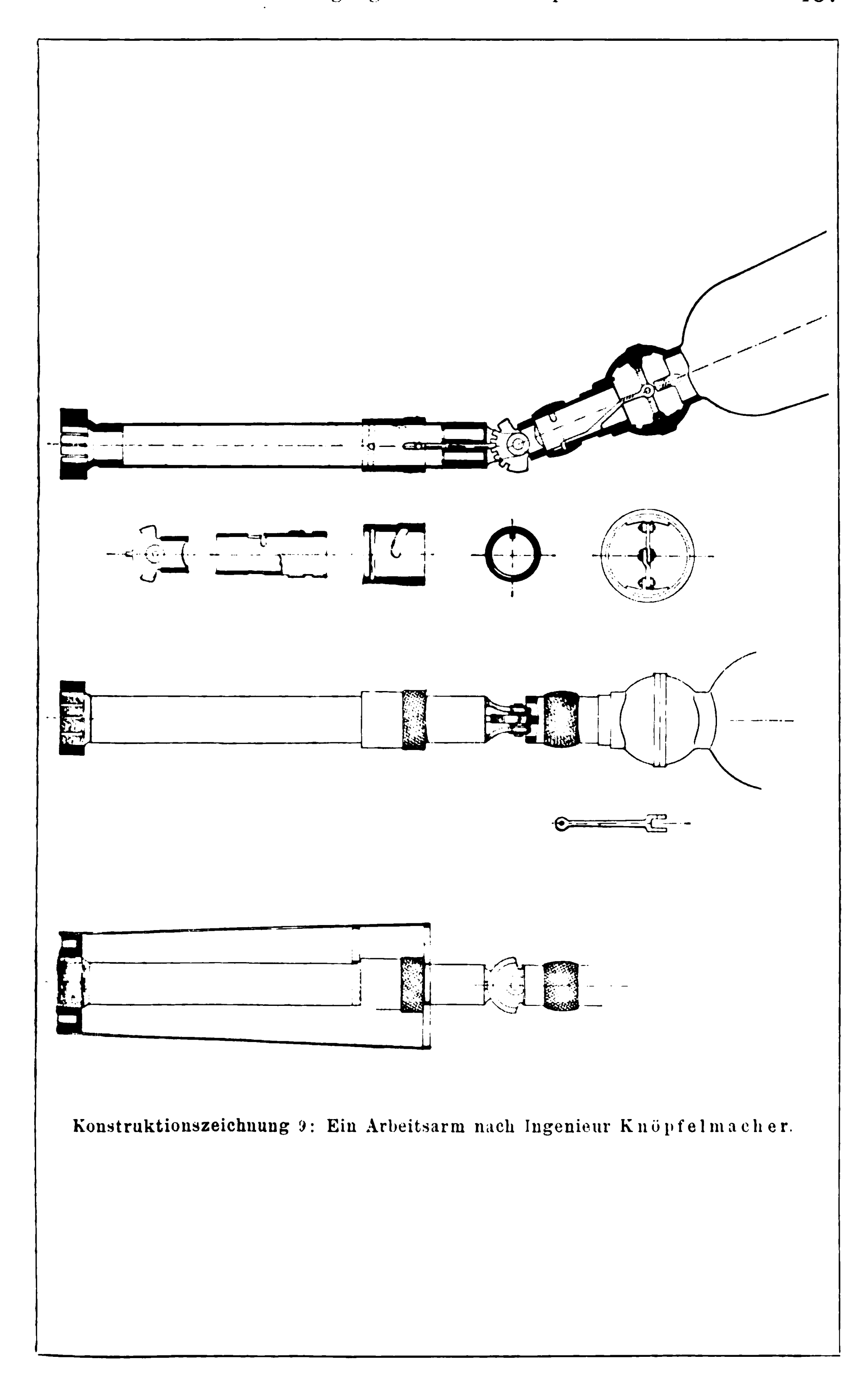


Konstruktionszeichnung 7: Der „Nordeg“-Arm nach Ingenieur **Neuhut**.

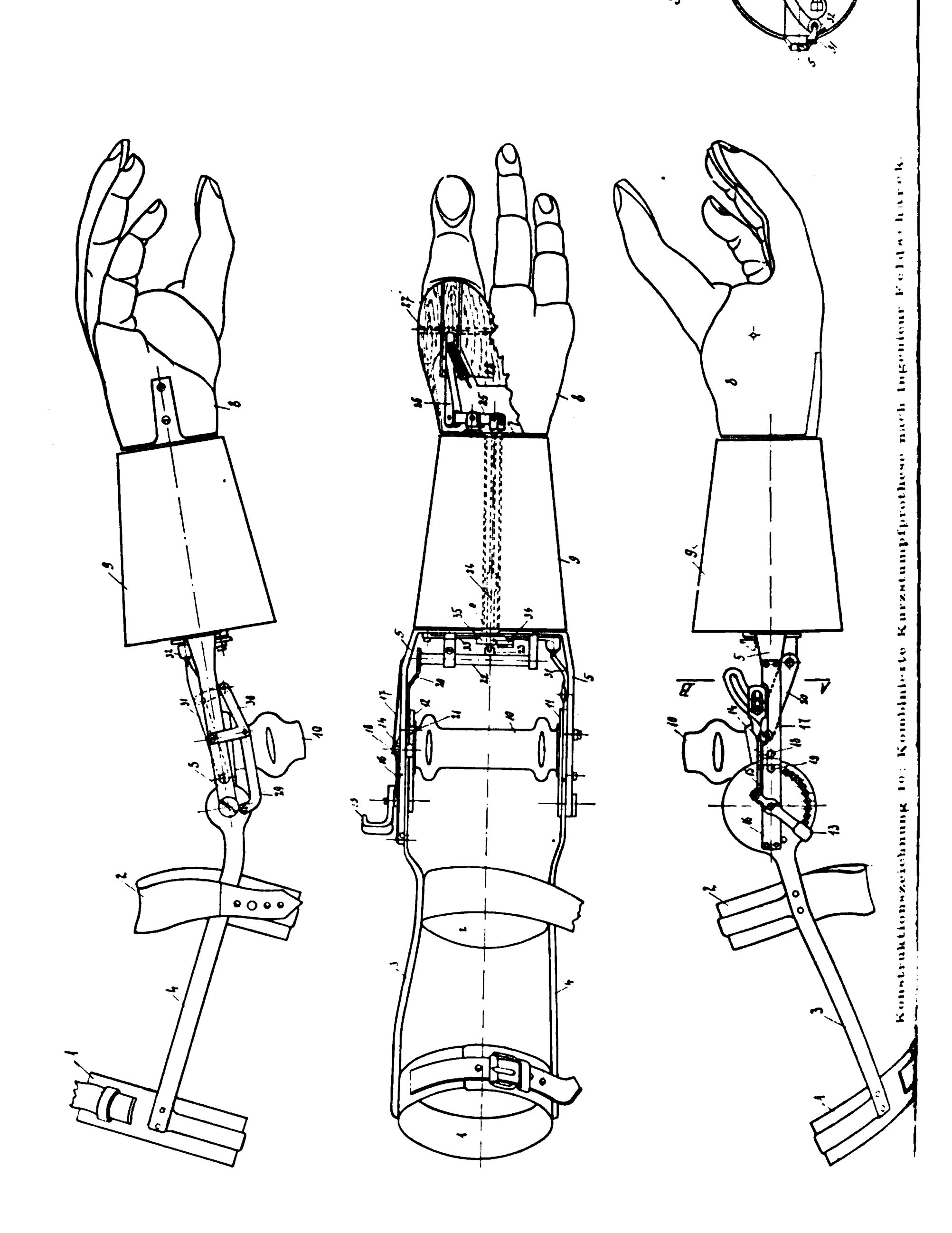


Konstruktionszeichnung 7a: Der „Nordeg“-Arm nach Ingenieur Neuhut.

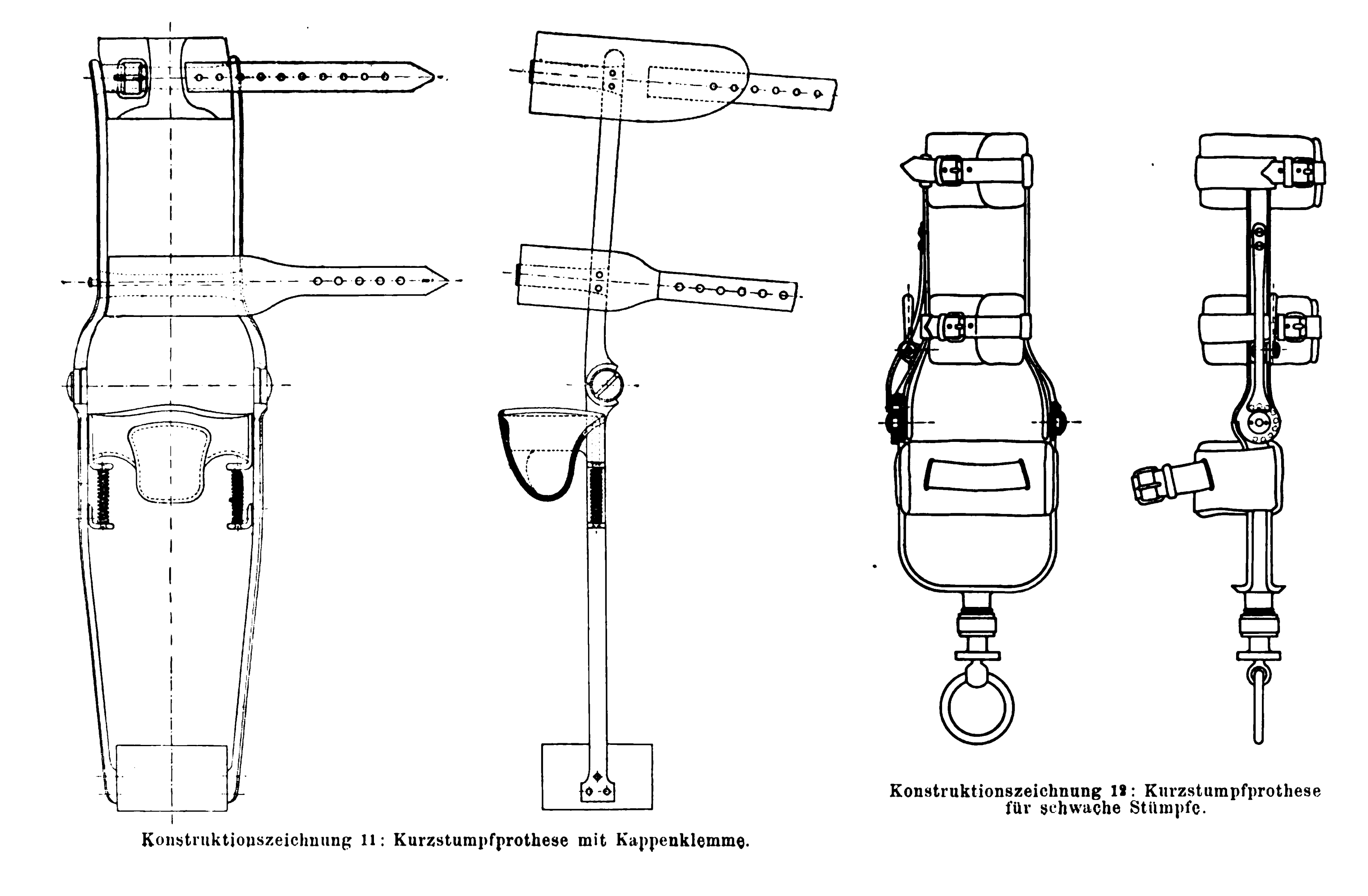




Konstruktionszeichnung 9: Ein Arbeitsarm nach Ingenieur Knöpfelmacher.

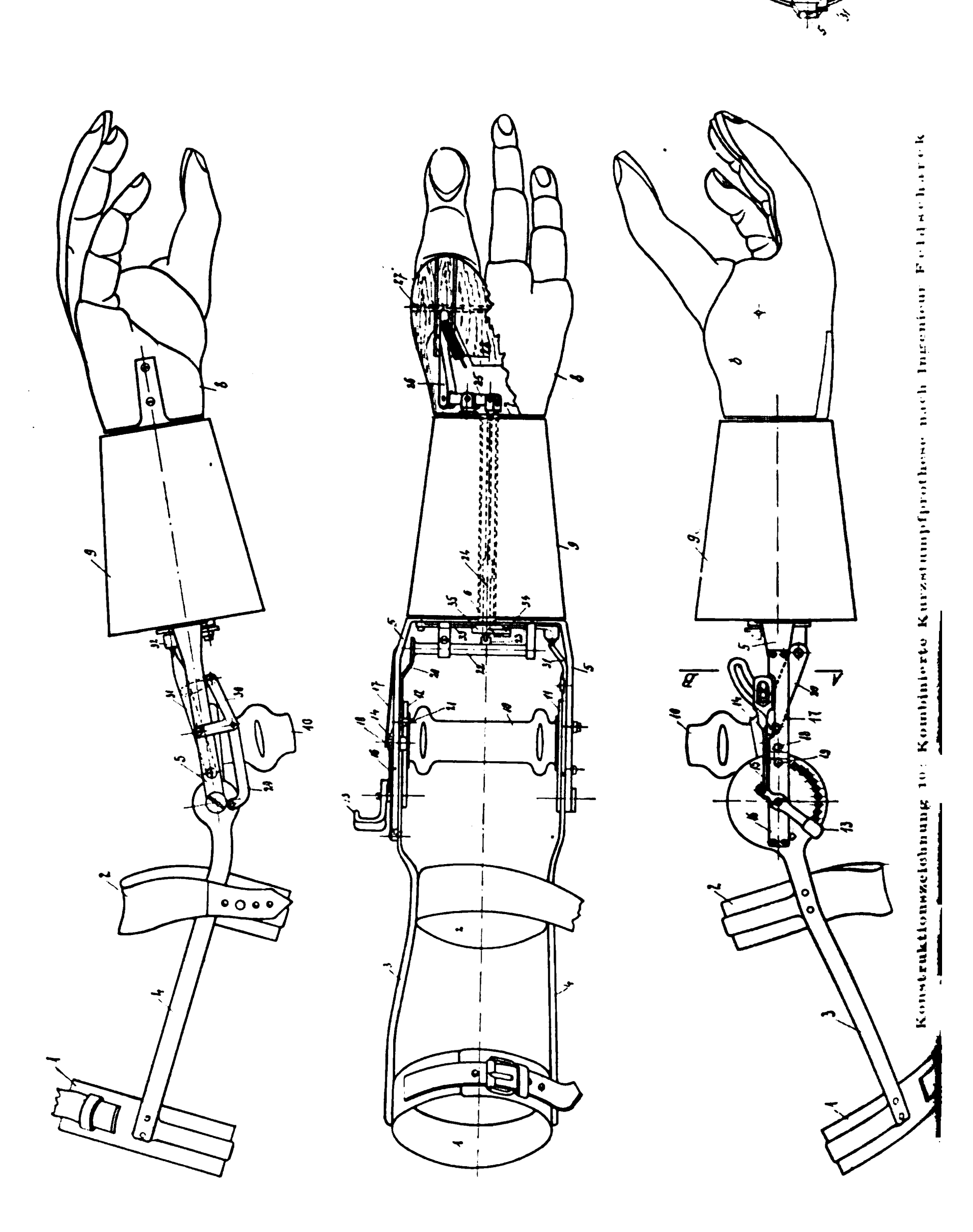


Konstruktionszeichnung 10: Kombinierte Kurzstumpfprothese nach Ingenieur Feldscharek.

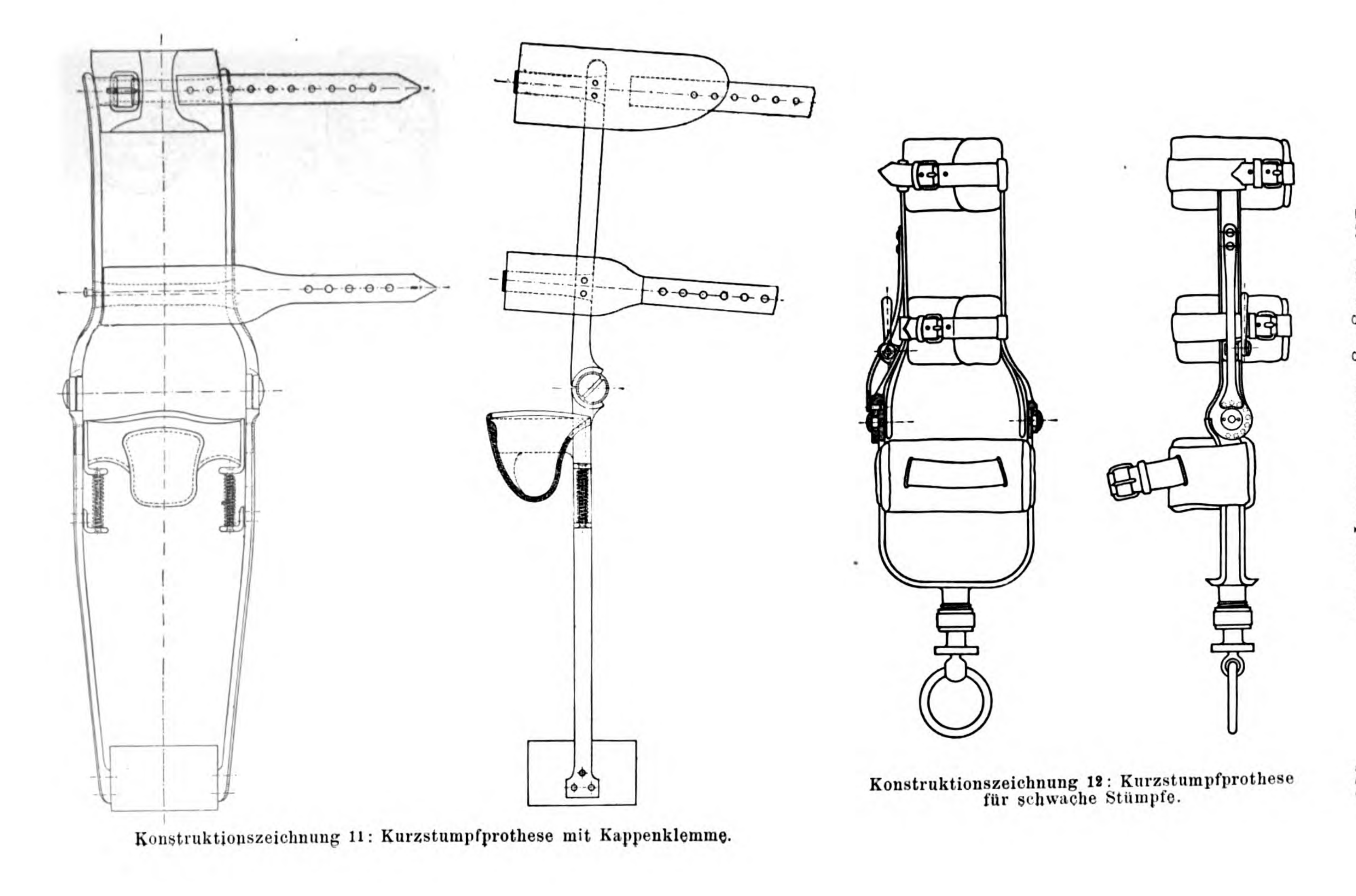


Konstruktionszeichnung 11: Kurzstumpfprothese mit Kappenklemme.

Konstruktionszeichnung 12: Kurzstumpfprothese für schwache Stümpfe.

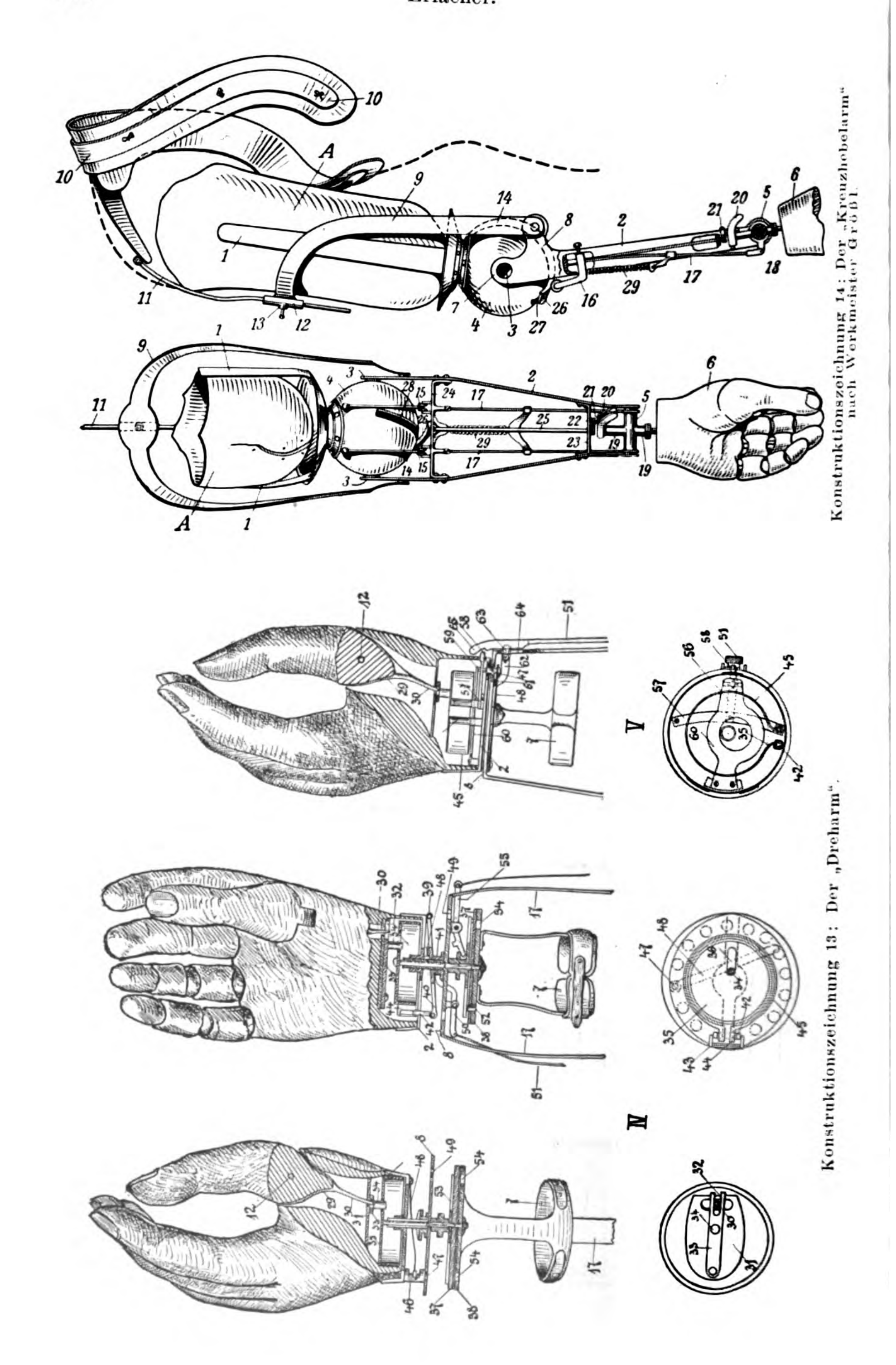


Konstruktionszeichnung 10: Kombinierte Kurzstumpfprothese nach Ingenieur Feldscharek



Konstruktionszeichnung 11: Kurzstumpfprothese mit Kappenklemme.

Konstruktionszeichnung 12: Kurzstumpfprothese für schwache Stümpfe.



Konstruktionszeichnung 14: Der „Kreuzhebelarm“ nach Werkmeister Größl.

Konstruktionszeichnung 13: Der „Dreharm“.

Literatur.

1. Radicke, Behelfsprothesen für Armamputierte. Med. Klinik 1916, Nr. 21.
2. Katz, Die einfachste Interimsprothese für die Hand. Münch. med. Wochenschrift 1916, Nr. 38.
3. v. Hohenegg, Ueber die Art und den Zweck der Prothesen für die Kriegsinvaliden. Münch. med. Wochenschr. 1915, Nr. 12.
4. Biesalski, Ueber Prothesen bei Amputationen des Armes, insbesondere des Oberarmes. Münch. med. Wochenschr. 1915, Nr. 44.
5. Witzel, Die Aufgaben und Wege für den Hand- und Armersatz der Kriegsbeschädigten. Münch. med. Wochenschr. 1915, Nr. 44.
6. Bauer, Kurzstumpfprothesen für Vorderarm (Heft 6), für Oberarm (Heft 7). Techn. f. d. Kriegsinval. 1917.
7. Cohn, Zu Sauerbruch: „Die willkürlich bewegbare Hand", zugleich ein Beitrag über die Stumpfbeschwerden. Berl. klin. Wochenschr. 1916, Nr. 34.
8. Pokorny-Bindermann, Ueber Arbeitsbehelfe für Einarmige. Wiener med. Wochenschr. 1916, Nr. 30.
9. Spitzy, Zur Versorgung von kurzen Vorderarmstümpfen durch Muskelunterfütterung. Münch. med. Wochenschr. Nr. 1, 1917.
10. Riedinger, Zur Frage der Arbeitsarme. Münch. med. Wochenschr. 1916, Nr. 35.
11. Spitzy, Zur Frage der Armprothesen. Münch. med. Wochenschr. 1915, Nr. 34.
12. Spitzy-Feldscharek, Die Versorgung der beidseitig Armamputierten. Münch. med. Wochenschr. 1916, Nr. 33.
13. Spitzy, Erfahrungen über die Anpassung von Prothesen der oberen Extremität mit besonderer Berücksichtigung der pathologischen Veränderungen des Stumpfes und seiner Bewegungen. Handbuch der Prüfstelle.
14. Unger Thiessen, Ein Uebungsarm. Münch. med. Wochenschr. 1916, Nr. 33.
15. Fiedler, Armersatz: „Wienerarm". Techn. f. d. Kriegsinval. 1916, Heft 6.
16. Feldscharek, Dreharme. Techn. f. d. Kriegsinval. 1916, Heft 5.
17. Erlacher, Schienenführung bei kurzen Unterschenkel- und Unterarmstümpfen. Riedingers Arch. f. Orthop. usw. 1916, XIV/3.
18. Erlacher, Entfernung des Fibularestes und hohe Resektion des Nerv. peron. bei kurzen Unterschenkelstümpfen. Wiener klin. Wochenschr. Nr. 1, 1917.
19. Erlacher, Ueber skoliotische Haltung einseitig Amputierter. Münch. med. Wochenschr. 1916, Nr. 48.



XX.

Ueber Arbeitsbehelfe für Einarmige.

Von

Regimentsarzt Dr. **Josef Pokorny,** ärztlicher Leiter der Invalidenschulen, und Oberarzt Dr. **Ignaz Bindermann.**

Mit 19 Abbildungen.

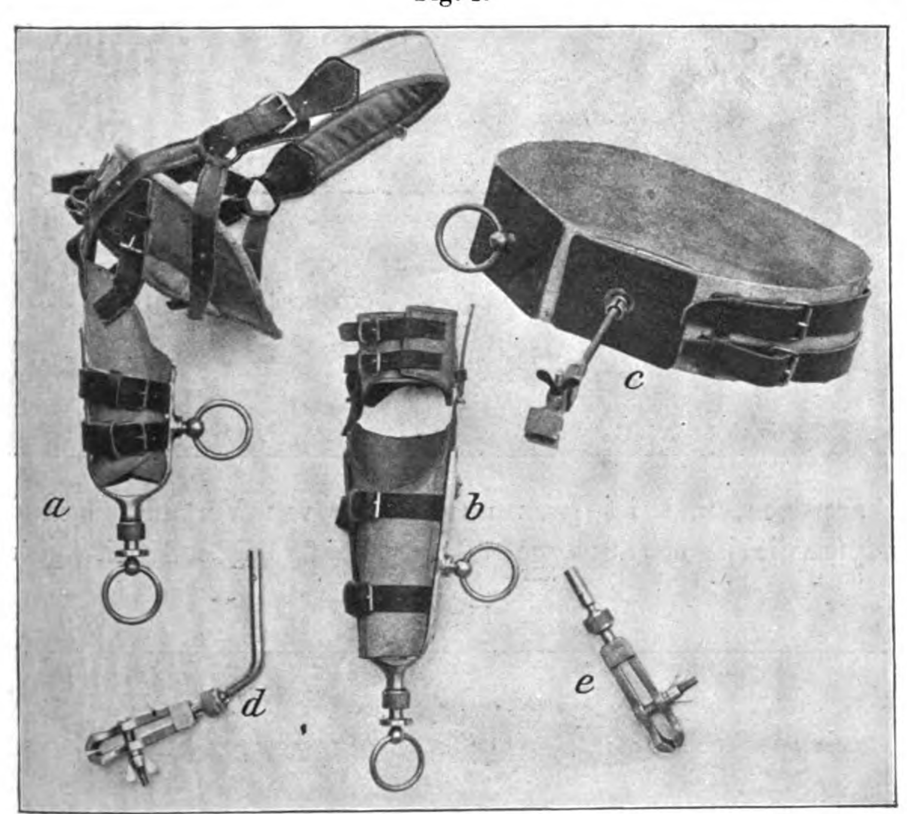
Im allgemeinen haben wir zwei große Gruppen, in welchen wir Arbeitsbehelfe für Einarmige verwenden: 1. in der Landwirtschaft, 2. in den Gewerben.

Wie bei allen Behelfsprothesen der oberen Extremitäten war insbesondere für die landwirtschaftlichen der oberste Grundsatz unseres Spitals: „So einfach wie möglich.“ Seine Richtigkeit, sowohl was Herstellung als auch was Ausbesserung der Prothesen betrifft, ergibt sich schon aus der zerstreuten Ansiedlung der Bauern auf dem Lande, welche es erforderlich erscheinen läßt, daß in dem entlegensten Dorfe in der kleinsten Schlosser- und Schusterwerkstätte die Prothese ausbesserbar sei. Da außerdem die landwirtschaftliche Arbeit eine schwere ist, die Prothese größere Kraftleistungen auszuhalten hat, die Arbeit meist im Freien und bei jeder Witterung geleistet werden muß, war es unsere Aufgabe, die Behelfe so kräftig und widerstandsfähig wie nur möglich herzustellen. Die Prothesen dürfen daher nicht viel länger als der Stumpf sein. Tote Hebelarme müssen ausgeschaltet, von Kugel- und Konusgelenken mußte Abstand genommen werden. Sie würden sich bald abnutzen und dadurch gute Fixation unmöglich machen, das Material würde bald rostig und dadurch brüchig werden. Bei allen landwirtschaftlichen Arbeiten handelt es sich um Handgriffe, bei denen die Hand als Klaue (Kellerarm) oder als Zange verwendet wird; es soll der Stiel eines Werkzeuges von der führenden Hand umklammert, von der anderen sein Fixieren oder Gleiten durchgeführt werden.



Von diesen Gesichtspunkten ausgehend, haben wir unsere Bauernarme so konstruiert[1]), daß der Stumpf nicht abmodelliert, sondern mit einem Papier der Schnitt abgenommen und nach letzterem die Ledermanschette zugeschnitten wird (Fig. 1 a u. b). Diese Ledermanschetten sind in der Mitte, unten und oben offen (die glatte Seite des Leders nach innen, die rauhe nach außen) und mit zwei bis drei Außenriemen, bei langen Stümpfen noch mit einem Innenriemen fixier-

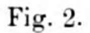
Fig. 1.



bar. Die Hülsen sind durch eine mediale und laterale Schiene versteift und laufen unten in einen Bügel aus, in dessen Mitte ein Aufsatz zum Befestigen der normalisierten Ansätze angeschweißt ist. Die Distanz dieses freien Bügels soll aber nicht mehr als 5 cm betragen, da längere Schienen sich bei der schweren Arbeit leicht verbiegen könnten.

Dadurch, daß der Stumpf nicht abmodelliert und keine unveränderliche Hülse hergestellt wird, kann man die Manschette durch schwächeres oder stärkeres Anziehen der Riemen dem Stumpf jeder-

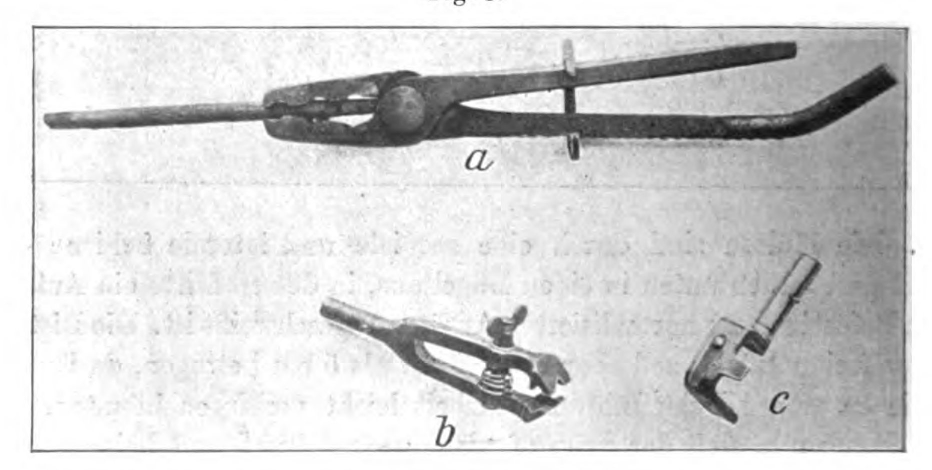
[1]) Siehe auch Wiener med. Wochenschr. 1916, Nr. 30.


Fig. 2.



zeit anpassen, und ist ganz unabhängig von Veränderungen des Stumpfes, die sich erfahrungsgemäß recht häufig bei der Arbeit ergeben.

Fig. 3.



Dur^h die oben und unten offene Hülse wird eine gute Ventilation des Stumpfes ermöglicht, es entstehen keine Ekzeme, Exkoriationen usw., durch das Freiliegen des Bügels ist die Möglich-

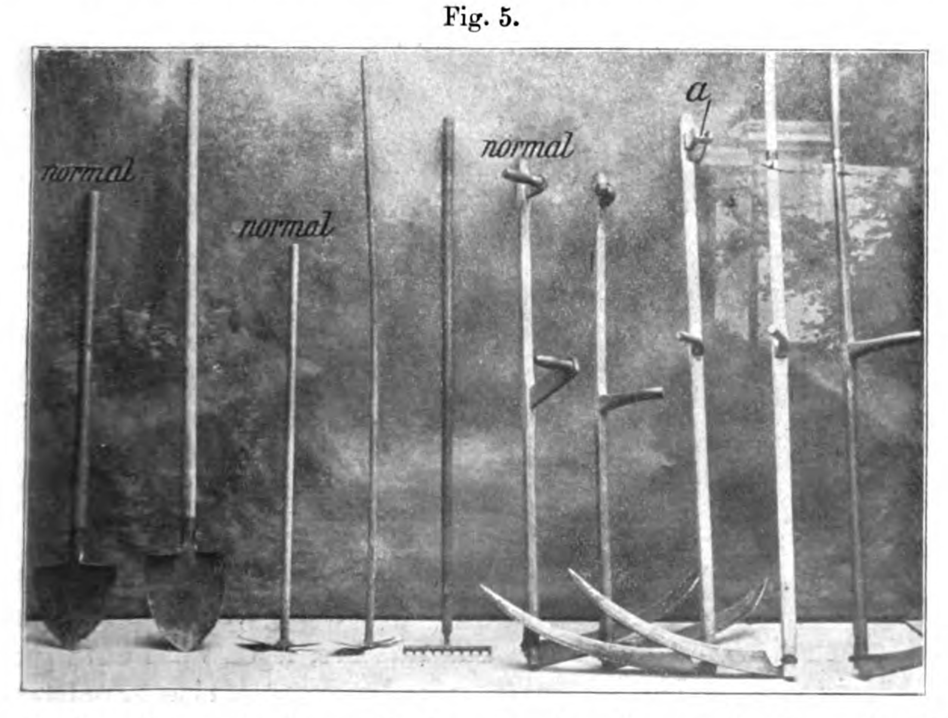
Fig. 4.



keit eines Anpralles auf die oft sehr empfindliche Amputationsoberfläche ausgeschlossen.

Bei den Oberarmstümpfen haben wir anfangs lange und kurze unterschieden, wobei wir lang jene genannt haben, wo wir

Fig. 5.



noch eine Innenschnürung (d. i. unter dem Ansatz des Musculus deltoideus) anbringen konnten; hierzu ist reichlich halbe Oberarmhöhe nötig. Kurz nannten wir jene Stümpfe — und diese sind die häu-

figsten —, bei denen die Innenschnürung nicht möglich ist, bei denen kaum zwei Außenriemen angebracht werden konnten. Wir hofften durch die Innenschnürung genügende Fixation bei der Arbeit zu erzielen. Nachdem aber bei stärkerem Anziehen des Innenriemens auch ein größerer Druck auf Gefäße und Nerven im Sulcus bicipitalis ausgeübt

Fig. 6.



und dadurch Schmerzhaftigkeit erzeugt wurde, eine Ueberbrückung dieser Furche aber keine genügende Fixation ermöglichte, die Prothese dann keinen richtigen Halt hatte und rutschte, legen wir heute ganz unabhängig von der Länge des Stumpfes immer noch eine gepolsterte ringförmige Lederbandage kappenförmig um die Schulter (Fig. 1 a, Schulterkappe), die mit kräftigen Riemen an der Oberarmhülse verstellbar angebracht wird. Um ein Verziehen dieses Ledergürtels durch

Nässe oder Schweiß zu verhüten, versteifen wir diesen neuerdings noch an der Innen- und Außenseite mit einem 1 cm breiten Blechstreifen, der gut vernietet und mit dem Gürtelfutter übernäht wird. Diese Schulterbandage wird mit einem kräftigen gefütterten Gurt über Brust und Rücken festgehalten. Hierdurch ist die Oberarmhülse für alle Arbeiten genügend gut fixiert. Es werden infolgedessen überwiegend die Schultermuskeln in Anspruch genommen, so daß die Einarmigen auch mit recht schlechten Stümpfen die meisten Arbeiten anstandslos aufbringen können.

Fig. 7.



An der medialen Schiene ist ungefähr in der Mitte ein starker drehbarer Ring angenietet. Er dient besonders für Arbeiten, die eine große Hebelwirkung erfordern, z. B. mit Spaten und Schaufel. Beim Gleiten des Stieles kann hier auch die Achselhöhle zu Hilfe genommen werden.

In den unteren Aufsatz können sämtliche normalisierten Ansätze eingefügt werden, so der Ring zum Gleiten jedweden Werkzeugstieles, Haken zum Tragen, der Dengelansatz (Fig. 1 d) usw.

Ganz dasselbe wird bei den Unterarmamputierten durchgeführt (Fig. 1 b): oben und unten offene Hälse mit Seitenschienen, Bügel, Innenring und Aufsatz unten. Nur wird die Unterarmhülse durch Seitenriemen an eine Ledermanschette am Oberarm fixiert. Als Ansatz möchten wir für die Unterarmamputierten speziell die Klaue des Kellerarms, die wir ebenfalls normalisiert haben, hervorheben, die als Universalansatz ganz vorzügliche Dienste leistet.

Den Enukleierten, von denen man bisher annehmen mußte, daß sie für die meisten landwirtschaftlichen Arbeiten, vor allem für das Mähen, gar nicht mehr in Betracht kämen, sowie denen, die einen so kurzen Stumpf haben, daß keine Armhülse mehr angebracht werden kann, geben wir einen kräftigen Hanfgürtel um den Leib (Fig. 1 c), an dem seitlich ein starker beweglicher, gut vernieteter Ring an einer



Metallplatte angebracht ist. Diese Platte wird mit Leder überzogen, vernietet und gut mit dem Gürtel vernäht. Durch den Ring kann der Stiel eines jeden Werkzeuges gleiten. Beim Mähen verkleinerte sich durch allzustarkes Gleiten des Stieles der Halbkreis, den der Invalide mit der Sense beschreibt, zu sehr. Wir befestigen daher in entsprechender Höhe mit einer kurzen Kette einen Knebel (Fig. 5). Hierdurch ist einerseits genügende Fixation, anderseits geringe Bewegungsmög-

Fig. 8.



lichkeit gegeben und doch das häufige Hereingeben und Herausnehmen des Stieles zum Schärfen der Sense nicht behindert. Das Schleifen der Sense besorgt der Einarmige am besten so, daß er die Spitze der Sense in die Erde steckt und mit den Knien den Stiel fixiert. Zum Dengeln ist in der Mitte des Gürtels gleich wie an der Seite eine Metallplatte angebracht, an welcher vorne ein federnder Bajonettansatz befestigt ist. In diesen steckt der Invalide einen ganz einfachen, vorne in eine Zange ausgehenden Ansatz, mit dem er durch Zuziehen einer Schraube die Sense festhält (Fig. 1 e).

Diesen „Bauerngürtel" geben wir j e d e m E i n a r m i g e n unabhängig von seiner Prothese; er kann dadurch nie in Verlegenheit

kommen, wenn einmal seine Prothese bricht oder sein Stumpf schmerzhaft wird und er daher diesen einige Zeit rasten lassen will.

Was die Werkzeuge für die einarmigen Bauern betrifft (Fig. 4 u. 5), so müssen sie nur längere Stiele als die normalen haben. Für die Enukleierten müssen, wie schon erwähnt, die Sensenstiele mit einem Knebel versehen sein; bei den Oberarm- und Unterarmamputierten muß der rückwärtige Ansatz des Sensenstieles zum Anbringen eines Ringes eingerichtet sein (Fig. 5a), es muß ein Versatzstift, der das Herausgleiten des Ringes verhindert, angebracht werden. Pflügen kann jeder Einarmige mit einer Hand. Unterarmamputierte können eventuell den Kelleransatz, jedoch ohne Bindung, verwenden, von allen anderen Ansätzen muß man als gefährlich eher abraten; der Einarmige benötigt nur einen sogenannten doppelsohligen Pflug, eine Vorrichtung, die ganz einfach und an jedem Pfluge leicht anzubringen ist. Nicht unerwähnt darf bleiben, daß der Rechtsoberarmamputierte den linken Arm zum führenden machen muß. Hierzu benötigt er beim Mähen eine linksgedengelte Sense.

Fig. 9.

Nachdem wir jetzt der Winterszeit entgegengehen und die Arbeit im Felde mehr in den Hintergrund tritt, ist es unser Bestreben, die einarmigen Landwirte in Gewerben, und zwar in solchen, die sie auch zu Hause in der Wirtschaft verwerten können, zu beschäftigen. Dies sind besonders die Holzgewerbe (Tischler, Drechsler). Es arbeitet heute schon eine bedeutende Anzahl von solchen Landwirten in diesen Gewerben und sind die Leistungen, die sie in kurzer Zeit aufgebracht haben, schon jetzt recht befriedigend. Wir sind dabei von dem Prinzip ausgegangen, daß derjenige, der einen Bauernarm hat, auch mit diesem in den Gewerben arbeiten soll, vor allem der Einfachheit halber. Doch wäre

es auch bei der großen Anzahl einarmiger Bauern zu kostspielig. jedem mehrere Typen von Arbeitsarmen neben seinem Kunstarm zu verabreichen.

Es sind bei dem Bauernarm nur gewisse Aenderungen an den Ansätzen notwendig (Fig. 2a u. b): man muß, um die Ellbogenbeuge beim Oberarmamputierten zu ersetzen und diese dem gesunden Arm gleich hoch zu stellen, den Ansatzstiel abbiegen, meist auch verlängern. und, um den Einarmigen die Arbeit in allen Richtungen — frei oder fixiert — zu ermöglichen, ein Kugel- oder Konusgelenk einschalten.

Fig. 10.



Mit diesen Ansätzen arbeitet der Einarmige ebensogut wie mit dem Wienerarm, er hobelt, sägt usw. wie mit diesem: kurz, wir hoffen, wenn auch hierüber unsere Beobachtungen noch ganz und gar nicht abgeschlossen sind, wenn auch die eine oder andere Verbesserung noch angebracht werden kann, mit unserem Bauernarm auch in den Gewerben wesentliche Leistungen zu erzielen. Was hier von den Oberarmamputierten gesagt wurde, gilt in erhöhtem Maße auch bei den Unterarmamputierten, und zwar nicht nur für die Bauern, sondern auch für Gewerbetreibende. Die beste Bindung ist für diese bis jetzt der Bauernarm und sind derzeit mit diesem Einarmige in unserer Schmiede, Spenglerei und mechanischen Weberei tätig.

Der einarmige Schmied (Fig. 9) ist ein Linksunterarmamputierter.

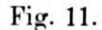
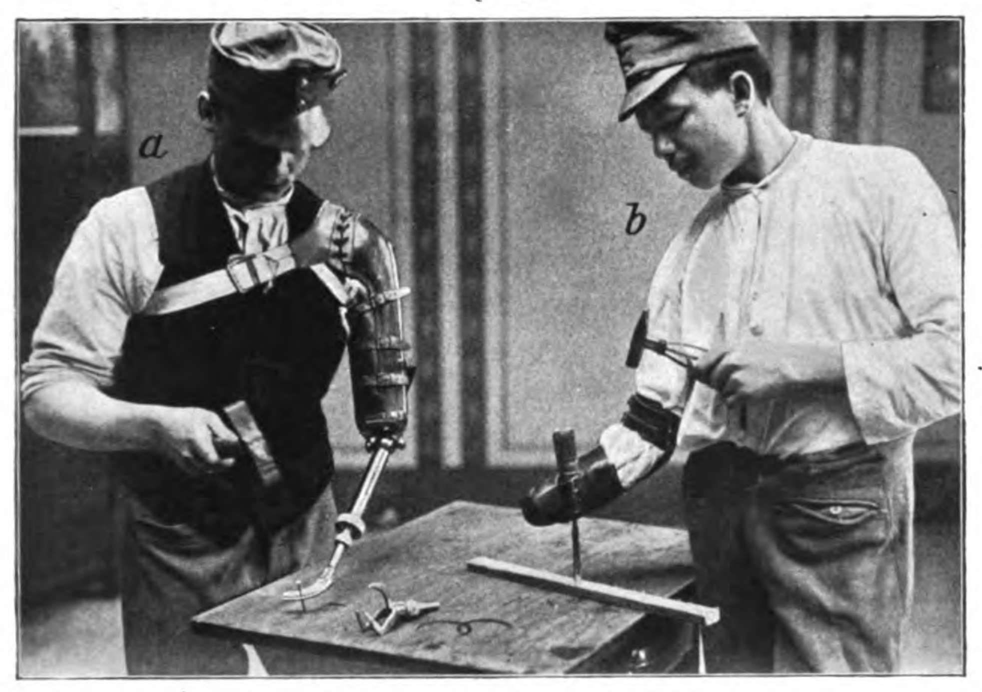
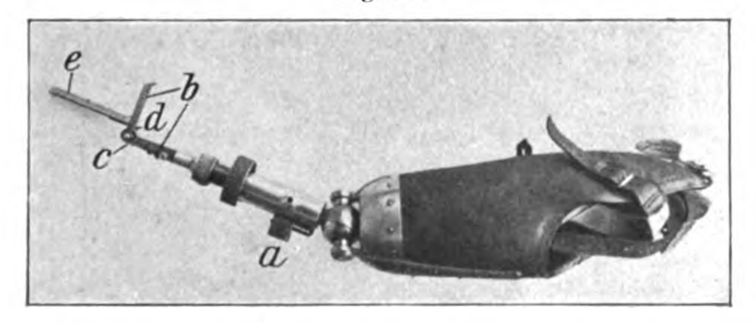


Fig. 11.



Nachdem die Schmiedearbeit die schwerste in allen Metallgewerben ist, mußten wir hier sehr kräftige Ansätze, die das Arbeiten mit schweren Werkzeugen aushalten, konstruieren. Der Patient muß das zu bearbeitende Eisen in die Esse halten können. Wir geben ihm daher einen verhältnismäßig langen, kräftigen Ansatz (Fig 3 a), der in eine Zange

Fig. 12.



ausläuft. Die Stiele sind eingekerbt und können auf diesen verschieden große, seitlich offene Ringe verschoben und dadurch eine feste Fixierung der verschieden geformten Eisenstücke erzielt werden. Er schmiedet mit diesen schon Rundeisen, Haken und Ringe.

Der unterarmamputierte Spengler (Fig. 6, 7 u. 8) ist ein Rechtsamputierter, er lötet, dreht mit dem Klauenansatz die Blechbiege-

maschine und behämmert Blech. Er hat einen besonderen Ansatz zum Festhalten der Lötstange, und zwar eine Zange, die eine Oeffnung nach

Fig. 13.



vorne und seitlich hat (Fig. 3 b), um so die Lötstange nach beiden Richtungen halten zu können.

In der mechanischen Weberei arbeitet ein Rechtsunterarmamputierter (Fig. 10). Er hat einen nach unten offenen zweizinkigen, ge-

Fig. 14.

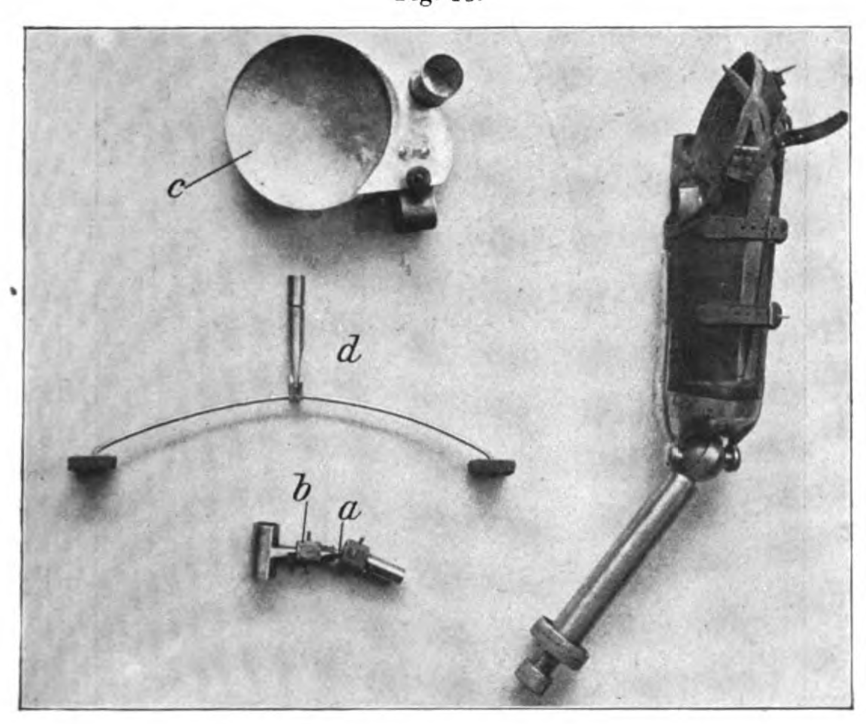


rifften starken Hakenansatz, mit dem er das Ein- und Ausschalten des Schusses an der Rückstange besorgt. Zum Binden des Weberknotens hat er eine nach vorn zangenartig vorspringende Stahlfeder (Fig. 3 c). Er kann unter dieser jeden Faden festhalten. Ein nach

innen vorspringender rechteckiger kantiger Vorsprung ermöglicht ihm trotz des fehlenden Daumens die Knotenbindung.

Die in der Tischlerwerkstätte arbeitenden Unterarmamputierten benutzen als Prothese nur die sogenannte sensible Lederkappe, welche, ähnlich wie der Bauernarm, am Oberarm durch eine Ledermanschette befestigt wird. An der Innenseite der Kappe läuft ein Lederschlupf, welcher zur Aufnahme des betreffenden Instrumentes dient (Fig. 11 b). Mit dieser sensiblen Lederkappe, die, wie schon der

Fig. 15.



Name sagt, den Vorteil hat, daß den Patienten das Gefühl am Unterarmstumpf erhalten bleibt, arbeiten die Leute ganz vorzüglich.

Für die in den Gewerben tätigen Oberarmamputierten hat sich der in unserem Spital von Werkmeister J. Gerber konstruierte und in Berlin prämiierte Wienerarm auf das beste bewährt. Sein Hauptvorzug besteht darin, daß das dem Ellbogengelenk entsprechende, nach allen Richtungen bewegliche Kugelgelenk durch einen einzigen Griff in jeder beliebigen Stellung sehr leicht fixiert werden kann. Der genannte Arm wurde bei uns in der Tischlerwerkstätte vielfach in Verwendung genommen. Fig. 11 a zeigt einen Linksoberarmamputierten mit dem Wienerarm mit Ansatz für Nagelhalten bei der Arbeit. Bei

der außerordentlichen Inanspruchnahme der Prothese in der Tischlerwerkstätte kommt es vor, daß das eine oder andere Mal die Fixierung im Kugelgelenk leidet; in diesem Falle muß die eingetretene Lockerung durch Anziehen des die Kugel umgebenden Gelenksringes wieder beseitigt werden.

Es ist klar, daß neben der Prothese als solcher der Arbeitsansatz für jedes einzelne Gewerbe von der größten Bedeutung ist. Da hat das Zusammenarbeiten von Arzt, Werkmeister und Mechaniker

Fig. 16.





unter Zugrundelegung der von den Patienten selbst ausgesprochenen Wünsche und gegebenen Anregungen ganz ausgezeichnete Erfolge gezeitigt. Die nach solchen zunächst theoretischen Erörterungen bei der praktischen Erprobung der in unseren Invalidenschulen fertiggestellten Ansätze hier und da auftauchenden Mängel konnten leicht an Ort und Stelle — wieder in gemeinsamer Beratung der genannten Faktoren — behoben werden. Daß hierbei die Erfahrung eines nicht bloß mit den anatomischen und physiologischen Verhältnissen, sondern insbesondere auch mit den verschiedenen Arbeitsarten in den einzelnen Gewerben vertrauten Arztes sowie Intelligenz und guter Wille des betreffenden Arbeiters von großer Bedeutung sind, ist klar. Wir können freilich

bei dieser Gelegenheit nicht unterlassen, auf die Schwierigkeiten hinzuweisen, die sich oft unseren Bestrebungen, die Einarmigen in die Werkstätten und damit zu gewohnter Tätigkeit zurückzuführen, entgegenstellen. Bei den einen ist es das Gefühl, mit einer Hand oder einem Arm absolut nichts mehr leisten zu können, bei den anderen die Annahme, daß der Staat die Pflicht habe, für den Verstümmelten zu sorgen, fast alle aber sind der Arbeit überhaupt schon so sehr entwöhnt, daß sie einer geregelten Tätigkeit fast nicht mehr zugeführt werden können.

Fig. 17.



Da heißt es nun mit allen zu Gebote stehenden Mitteln die Widerstände beseitigen.

Im folgenden wollen wir nun über einzelne in unseren Invalidenschulen angefertigte und ausprobierte Arbeitsbehelfe berichten. Einem am linken Oberarm amputierten Setzer wurde der sogenannte Setzerarm verfertigt. Er besteht aus einem etwas verkürzten Wienerarm (Fig. 12), an dessen dem Unterarm entsprechenden Anteil eine Vorrichtung zum Anbringen des Winkelhakens sich befindet (*a*). Ferner aus dem Ansatz (*b*), der durch eine Vorrichtung (*c*) an einer bestimmten Stelle abgeknickt und in eine winkelige Stellung gebracht werden kann. Damit der Ansatz beim Festhalten der aneinandergereihten Buchstaben

nicht abrutscht, ist er an seinem untersten Teil mit einem Gummiüberzug versehen. Hier befindet sich eine quadratische Oeffnung (*d*), in welche die eigens hierfür modifizierte Setzlinie (*e*) hineinpaßt. Wie bereits an anderer Stelle[1]) des näheren ausgeführt, konnte der Patient in den ersten Tagen mit seiner Prothese 18 Zeilen in einer Stunde setzen, gegenüber 42 bei vollwertiger Leistung mit beiden Händen.

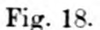


Fig. 18.



Binnen 3 Wochen gelangte er zu einer Satzfähigkeit von 30 Zeilen (Fig. 13 u. 14).

Für einen Schriftenmaler wurde ein Ansatz gebaut, der es ermöglicht, den Malstock, auf dem die zeichnende Hand aufruht, durch ein Kugelgelenk (Fig. 15 a) in jeder beliebigen Lage zu fixieren. Durch die Schraube (b) wird der Malstock selbst festgehalten. Damit beim Liniieren der Malstock von der Wand nicht abrutscht, ist am Ansatz noch ein Gummistöpsel auf einen Eisenzapfen aufgesetzt, der beim Liniieren auf die Wand drückt. Da der in Rede stehende Patient eine Anstellung als Schriftenmaler in

[1]) Wiener med. Wochenschr. 1916, Nr. 30.

einer Waggonfabrik erhielt, wo er bei seiner Arbeit von Waggon zu Waggon gehen und den Farbstoff mit sich tragen muß, wurde ihm eine spezielle Vorrichtung zum Festhalten der von uns angefertigten Palette mit dem Wassergefäß zur Verdünnung der Farbe (Fig. 15 c) gemacht.

Zur Fixierung der Schablone beim Ausmalen der Wände wurde für einen amputierten Zimmermaler ein Ansatz verfertigt (Fig. 15 c),

Fig. 19.



dessen Endplatten, die nach unten zu etwas länger sein müssen, damit sie nicht umkippen, mit Gummiplättchen versehen sind; dadurch wird einerseits das Rutschen des Ansatzes verhindert, anderseits die Schablone vor Schaden bewahrt. Die große Entfernung der beiden Endpunkte soll das Umschlagen der Schablone verhüten. Fig. 16 u. 17 zeigen die Arbeiter bei ihrer Tätigkeit. Nebstbei sei noch erwähnt, daß der in Fig. 17 abgebildete Arbeiter am rechten Arm amputiert ist, so daß er von rechts auf links umlernen mußte.

Fig. 18 u. 19 zeigen einen enukleierten Musiker (Baßflügelhornist), für den wir zur Fixierung seines Instrumentes einen Doppelgurt anfertigten. Dieser trägt in seinem unteren Anteil

eine mit Leder überzogene Blechstütze (Fig. 18 a), welche das Instrument handförmig umgreift. Am oberen Gurtteil befindet sich eine gleichfalls mit Leder überzogene Blechpelotte mit Ansatz zur Aufnahme eines federnden Stativs mit Kugelgelenk und Klemme, welche durch eine Stellschraube (c) je nach Wunsch des Patienten die Führung des Instrumentes ermöglicht. Der Gurt kann selbstverständlich auch unter der Bluse getragen werden; zu diesem Zweck wird ein kleiner Schlitz zum Durchschlüpfen des Ansatzes offen gelassen; zum Durchlassen der Blechstütze müssen zwei Knöpfe der Bluse offen bleiben.



XXI.

Ueber Schlingenbefestigung von Arbeitsgeräten an Arbeitsarmen.

Von

Prof. Dr. **J. Riedinger †**, Würzburg.

Mit 15 Abbildungen.

Durch den praktischen Sinn eines einfachen Mannes ist für den Verlust einer Hand in der nach dem Erfinder Keller genannten „Hand" ein Ersatz geschaffen worden, dessen durchschlagender Erfolg in erster Linie darauf zurückzuführen ist, daß er ein gutes Hilfsmittel zum Greifen und Festhalten insbesondere landwirtschaftlicher Arbeitsgeräte ist. Die Gegenstände können nämlich ohne Mitwirkung der erhaltenen natürlichen Hand verhältnismäßig leicht gefaßt und wieder freigegeben werden. Die Fixation in der künstlichen Hohlhand erfolgt bekanntlich durch zwei Riemen, die den Stiel des Arbeitsgerätes tragen und dadurch, daß sich der Stiel hinten gegen die Basis der künstlichen Hand anstemmt, während er vorn belastet wird, als Hypomochlion dienen. Auch die Finger, für die Keller empirisch die Dreizahl als am praktischsten ausfindig gemacht hat, können als Widerlager für die Handhabung des Arbeitsgerätes verwendet werden.

Des weiteren gestattet die Möglichkeit, die Stellung der künstlichen Hand am Arbeitsgerät durch Drehen des Armes willkürlich zu ändern, am Gerät in gewissem Grade eine Orientierung in der Weise, daß der Stumpf Tastempfindungen aufnimmt. Infolgedessen werden die Muskeln des Stumpfes zu koordinatorischer Tätigkeit angeregt, während anderseits ihre Arbeit erleichtert wird, weil der Stiel des Arbeitsgerätes als Hebel benutzt wird.

Als großen Vorteil vor anderen Vorrichtungen hat die Kellerhand voraus die Einfachheit. Trotz der Einfachheit weist keine technisch noch so gut durchdachte und ausgeführte Konstruktion eine



ähnliche Vielseitigkeit auf. Versuche, die Kellerhand zu verbessern, haben wohl zahlreiche Aenderungen zur Folge gehabt, in Wirklichkeit aber eine Verbesserung nicht ergeben. Doch kann nicht behauptet werden, daß die Kellerhand, wie jede Nachahmung der Natur, nicht auch Mängel hat, Mängel, die an anderen in der Gesamtwirkung der Kellerhand nachstehenden Vorrichtungen vielleicht vermieden sind. Ein Mangel liegt schon in der Einschränkung der Brauchbarkeit auf Arbeiten in der Landwirtschaft. Denn noch immer fehlt ein entsprechendes Hilfsmittel für Arbeiten in Werkstätten. Ferner ist die Kellerhand hauptsächlich für Vorderarmamputierte bestimmt und für Leute, die die rechte Hand verloren haben, rechtshändig waren und daran gewöhnt sind, die linke Hand als „Vorhand", die rechte Hand als „Nachhand" zu benutzen, d. h. den Stiel eines Gerätes vorn mit der linken, hinten mit der rechten Hand zu fassen: denn die Kellerhand entbehrt des Handgelenkes und kann Stiele, die durch die Riemen der künstlichen Hohlhand hindurchgeschoben werden, nur von der Supinationsstellung aus durch eine Pronationsbewegung fixieren. Zwar zeigt uns die Kellerhand, wie sehr es darauf ankommt, daß die Kontinuität zwischen dem zu fassenden Gerät und dem Stumpf möglichst wenig unterbrochen wird. Wenn also mit der künstlichen Hand Druck nach irgendeiner Richtung hin ausgeübt werden soll, so darf die Hand nicht schlotterig sein. Außerdem wird, je mehr Gelenke eingeschaltet werden müssen, das künstliche Greiforgan um so schwieriger zu handhaben sein. Das trifft besonders dann zu, wenn ein Arm ohne Unterstützung des anderen arbeitet. Sollen aber beide Arme zusammen arbeiten und ist die eine Hand permanent steif gestellt, so ist dies für letztere eine Zwangsstellung, die die Bewegungen im Ellbogen hemmt und die im Schultergelenk stärker beansprucht. In der Tat muß der mit der Kellerhand Arbeitende den betreffenden Arm mehr gespreizt halten als derjenige, der mit einer Vorrichtung arbeitet, die nicht alle Bewegungen des Stieles mitmachen muß. Die Kellerhand ist aber weder nachgiebig, noch macht sie Anspruch auf Verstellbarkeit.

Fig. 1.



Nun gibt es aber auch viele landwirtschaftliche Arbeiten, bei denen ein lockeres Handgelenk besser ist als ein steifes, z. B. beim Dreschen, beim Gebrauch des Spatens, der Hacke usw. Leute, die mit der Keller-

hand und mit beweglichen Arbeitsansätzen arbeiteten, gaben an, daß der Arbeitsarm, der mit einer Kellerhand versehen ist, manchmal dadurch, daß der Arm den Bewegungen des Gerätestieles folgen muß, gegen die Schulter „stoße“. Denn die Freiheit, die die Kellerhand gewährt, ist beim Zusammenarbeiten beider Arme nicht so groß, daß zwangsläufige Bewegungen des Armstumpfes verhütet werden. Ich bemerke hierzu, daß dieser Umstand bei Vorderarmamputierten weniger ins Gewicht fällt als bei Oberarmamputierten.

Eine den Stiel eines landwirtschaftlichen Gerätes ebenfalls gut fixierende, aber weniger starr haftende, deshalb weniger stoßende und die natürlichen Bewegungen der Gelenke weniger beeinträchtigende, leichtere, allerdings primitivere Vorrichtung hat sich ebenfalls ein Landwirt geschaffen, bei dem sie sich so bewährt hat, daß sie bekannt gemacht zu werden verdient.

Fig. 2.



Der Name des Mannes ist Johann Leykauf, Landwirt und Hausmetzger in Aschhausen bei Künzelsau in Württemberg, geboren am 7. Oktober 1851. Im Oktober 1876 hatte er sich die rechte Hohlhand durch Glas verletzt. Da am Arm „Brand“ eintrat, wie er sich ausdrückt, so wurde der Vorderarm im unteren Abschnitt amputiert. Nach Heilung der Amputationswunde verschaffte er sich zunächst eine der üblichen künstlichen Hände, mit der er sich $^{1}/_{2}$ Jahr lang vergeblich bemühte, etwas arbeiten zu können. Dann begann er, sich selbst eine Vorrichtung zu machen. Gleich von vornherein bestand sein Plan darin, einen nachgiebigen Arbeitsring aus Leder herzustellen. Zu diesem Zwecke ließ er sich vom Schuhmacher im Dorfe sechs bis acht Lagen Oberleder übereinandernähen und aus der Mitte ein Loch herausschneiden (Fig. 1). Leykauf legt Wert darauf, daß Oberleder genommen wird, damit der Ring nicht zu steif wird. Letzterer soll wie eine Schlaufe wirken können.

Anfangs machte ihm die Befestigung des Lederringes an der Bandage für den Vorderarm Schwierigkeiten. Erst nach vielen Versuchen fand er es für gut, sich vom Schuhmacher eine Hülse aus Schuh-



leder, von Leykauf als „Schlupfen“ bezeichnet, anfertigen zu lassen (Fig. 1). Vorn ließ er die Hülse durch eine quer verlaufende Scheibe aus Holz, von Leykauf mit dem schwäbischen Provinzialismus „Holzhetzel“ bezeichnet, abschließen. Auf der Scheibe ist der Lederring durch eine Schraube, die durch das Holz hindurchgeht und im

Fig. 3.



Fig. 4.



Inneren der Hülse durch eine Schraubenmutter festgehalten wird, befestigt.

Großen Wert legt Leykauf auf eine gute Polsterung des „Schlupfen“. Diese geschieht in der Weise, daß der Vorderarm mit einer mehrfachen Lage von Flanell („Wolle“) umwickelt wird (Fig. 2). Der Arm muß, wie er sagt, fest im Leder stecken, und die Wolle muß den Schweiß aufsaugen, damit der Arm nicht wund wird. Außerdem soll auch die Hülse aus nicht zu starrem Leder bestehen, damit die Ränder nicht einschneiden können.

Die Muskulatur des etwa 18 cm langen Vorderarmstumpfes ist stark geschwunden. Der Umfang des Vorderarmes im oberen Drittel beträgt links $19^1/_2$, rechts an gleicher Stelle 25 cm. Der Oberarm in der Mitte mißt links $19^1/_2$, rechts $22^1/_2$ cm. Trotzdem behauptet Ley-

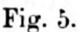


Fig. 5.

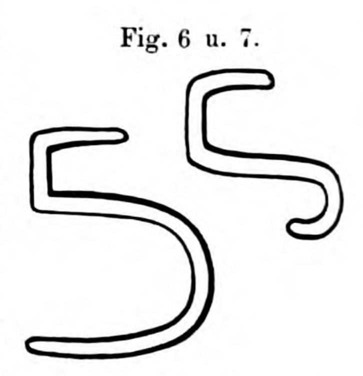


kauf, im Arm eine „Mordsgewalt" zu haben. Die Atrophie darf hier wie bei Ankylosen der Gelenke nicht als Zeichen großer Schwäche der Muskeln aufgefaßt werden, sondern als Folge verminderter oder fehlender Beanspruchung.

Außerhalb der Hülse kann der Vorderarmstumpf von der Mittelstellung zwischen Pronation und Supination aus ganz proniert, aber

nicht weiter supiniert werden. Innerhalb der an ihn angeschnallten Hülse steht der Stumpf in der Mittelstellung fest. Dafür treten entsprechende Mitbewegungen im Schultergelenk ein. Leykauf selbst legt auf die Möglichkeit der Ausführung von Drehbewegungen des Stumpfes keinen Wert, da er angeblich den Ausfall dieser Bewegung nicht empfindet.

Fig. 6 u. 7.



Die Oeffnung des Lederringes fällt der Fläche nach in die gleiche Ebene wie Radius und Ulna; der Ring steht also ebenfalls radio-ulnar und in Mittelstellung. In den Stiel wird er gewöhnlich von der der Hohlhand entsprechenden Seite aus eingeführt. Die Beugeseite geht also voraus. Bei dieser Bewegung muß der Arm nach innen gedreht werden. Ist der Ring eingeführt, so wird der Arm wieder nach außen gedreht, und der Stiel ist festgeklemmt (Fig. 3 u. 4).

Fig. 8.



Der auf der Beugeseite der Vorderarmhülse liegende mediane Schlitz soll tief genug nach vorn reichen, damit die Hülse gut angeschnallt werden kann. Die Schnalle darf nicht zu hoch sitzen. Der Ausschnitt soll nach oben hin Y-förmig gestaltet sein. Das Leder soll, wie gesagt, nicht zu steif sein. Vor allem darf der Ring nicht zu steif sein. Es hat Mühe gekostet, Lederarbeiter, die den Ring nachzumachen hatten, zu veranlassen, daß dieses Postulat erfüllt wurde. Selbstverständlich könnte eine nicht zu nachgiebige und nicht zu steife Vorrichtung auch aus anderem Material als aus Leder angefertigt werden. So ließe sich z. B. wohl auch eine Schlaufe mit Hilfe eines drehrunden Strickes anfertigen.

Die Form des Lederringes und der Vorderarmhülse geht aus Fig. 1 hervor. Ein von Leykauf benutzter Ring ist an der Basis 6½ cm breit. Der größte Durchmesser der Breite nach beträgt 7,7 cm. Der größte Durchmesser der Oeffnung beträgt der Länge nach 4,7 cm, der Breite nach 3,7 cm. Die Dicke des Ringes beträgt 1 cm. Er besteht aus sieben Lagen dünnen Leders. Zu bemerken ist, daß der Ring auch mit einem Zapfen versehen und zum Auswechseln hergerichtet werden kann.

Fig. 9.



Leykauf gibt an, und seine Angaben werden von Leuten aus seinem Heimatsdorf bestätigt, daß er, ausgenommen das Binden von Garben, alle landwirtschaftlichen Arbeiten „wie sie kommen" verrichtet, z. B. spaten, hacken (Fig. 5), dreschen, rechen, Holz spalten, schaufeln, fegen, mähen. Ferner könne er handhaben die Schippe, die Heu- und die Dunggabel. Die Säge faßt er mit der linken Hand. Beim Pflügen führt er links die Peitsche, während er rechts den Pflug leitet. Um etwas heben oder tragen zu können, z. B. einen Kübel, einen Sack oder Gepäck, hängt er in den Lederring einen Haken ein (Fig. 6). Einen besonderen Haken benutzt er zum Halten des Siebes beim Fruchtausräten (Fig. 7).

Es wurde der Versuch gemacht, Leykauf mit einer Prothese arbeiten zu lassen, die mit einer Kellerhand ausgestattet ist (Fig. 8). Der Mann arbeitete mit der Kellerhand schwerer und bezeichnete seine Vorrichtung als besser. Die Kellerhand sei steif und zu schwer. „Es sei lauter Eisen." Die Arbeit mit der Kellerhand geht tatsächlich mit einer stärkeren Beanspruchung des Schultergelenkes einher, während die Bewegungen des Ellbogengelenkes gehemmt werden. Bei Keller kommt dies weniger in Betracht, da er an und für sich über kein gut bewegliches Ellbogengelenk verfügt.

Es darf selbstverständlich nicht außer acht gelassen werden, daß die Gewöhnung eine große Rolle spielt, da es sehr darauf ankommt, wie ein Mann die Vorteile einer Vorrichtung auszunutzen und die



Nachteile zu vermeiden versteht. Während die Leykaufsche Vorrichtung das Handgelenk besser ersetzt und ein freieres und gleichmäßigeres Spiel der Gelenke ermöglicht, hat die Kellerhand eine gefälligere Form und ist vielseitiger zu verwenden. Von den Amputierten wird der eine mehr diese, der andere mehr jene Erfindung sich zu Nutzen zu machen verstehen. Vorderarmamputierten kann nach meiner Mei-

Fig. 10.



Fig. 11.



nung eine Schlaufe, wie sie Leykauf trägt, ebenso gute, manchmal vielleicht bessere Dienste leisten als die Kellerhand. Bei Oberarmamputierten wird sich die Kellerhand besser bewähren. Es war beabsichtigt, Leykauf der Prüfstelle für Ersatzglieder in Charlottenburg zu überweisen. Leider ist der Plan wegen Erkrankung des Mannes nicht ausführbar.

Gemeinsam zeichnen sich die beiden Ersatzstücke vor anderen starren und auswechselbaren Ansätzen jedenfalls dadurch aus, daß, um das Arbeitsgerät in entsprechender Stellung sowohl festhalten als frei-

geben zu können, die erhaltene natürliche Hand nicht unbedingt zur Mithilfe herangezogen werden muß. Manche Arbeit wird dadurch wesentlich erleichtert.

Es sei nochmals auf die Befestigung der Leykaufschen Vorderarmhülse hingewiesen (Fig. 2). Leykauf legt, wie gesagt, großen Wert auf gute Polsterung bis zur Mitte des Oberarmes. Er benutzt hierzu einen großen Lappen aus Flanell, den er mit besonderem Geschick mehrfach um den Arm herumschlingt. Eine besondere Lage kommt um den unteren Abschnitt des Oberarmes. Rings um diesen Abschnitt wird ein einfacher Riemen aus Leder, der durch zwei am oberen Ende der Hülse befestigte Schlaufen hindurchzieht, fest an-

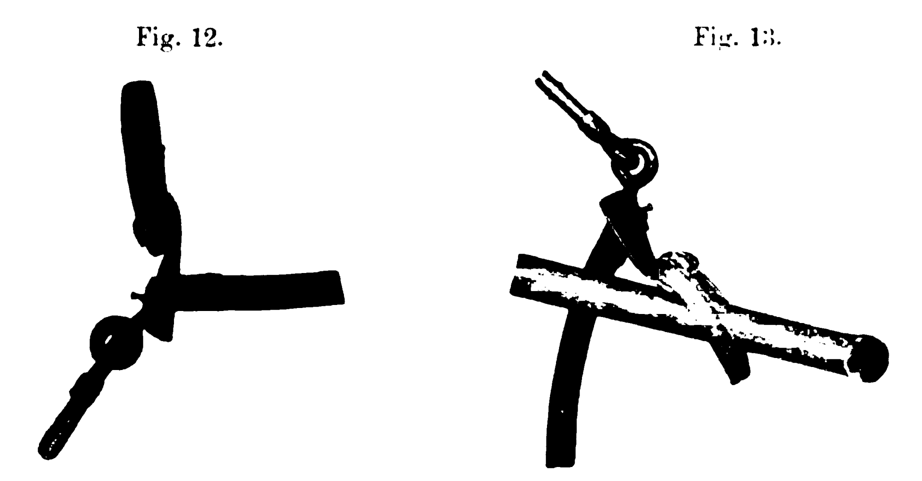


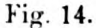
Fig. 12. Fig. 13.

geschnallt. Durch die Schlaufen ist die Hülse am Riemen so aufgehängt, daß sie nicht abrutschen kann. Durch Aufschnallen des Riemens läßt sich das Ganze leicht entfernen.

Leykauf übt nun auch noch seinen Beruf als Metzger aus (Fig. 9). Hierzu benutzt er nicht eine Hülse mit einem Ring, sondern eine Hülse mit einer bajonettförmigen Vorrichtung aus Holz, an die zwei Klemmen zur Befestigung des Messers angebracht sind. Damit schlachtet er Kälber und Rinder. Da er den Darm mit der rechten Hand nicht ausstreichen kann, so wickelt er ihn beim Reinigen um das Holz, das keine scharfen Kanten haben darf.

Ich habe versucht, eine Vorrichtung ausfindig zu machen, bei der eine alternierende Fixation des Gerätestieles bei der Arbeit möglich ist, um so bei jeder Aenderung der Stellung des Stieles eine Fixation zu ermöglichen, was weder bei der Kellerhand noch bei der Schlaufe von Leykauf zutrifft. Fig. 10 u. 11 zeigen die sehr ein-

fache Vorrichtung. Sie besteht aus einer etwa 8 cm langen, 5 cm breiten eisernen Platte, die in der Mitte der Breite nach in einem Winkel von etwa 20—25° wiegenartig aufgebogen ist. Die vordere und die hintere Hälfte der Platte sind ausgehöhlt, so daß die Platte im ganzen


Fig. 14.



sattelförmig gestaltet ist. Der Sattel wird in der Längsrichtung mit der Konvexität nach unten aufgelegt, so daß sich die vordere Hälfte senkt, wenn die hintere sich hebt (Fig. 11). Die alternierende Fixation erfolgt beim Heben und Senken des Stieles durch Riemen, die vorn und hinten um den Stiel des Gerätes herumgeschlungen und eingehakt werden (Fig. 11). Es kann sich als vorteilhaft erweisen, mit dem einen

Riemen, z. B. mit dem vorderen, wenn ein Druck auf den Stiel nach hinten (Fig. 10), und mit dem hinteren, wenn ein Druck nach vorn ausgeübt werden soll, eine weitere Schlinge zu bilden. Bei Druck nach hinten kann der hintere Riemen auch ausgehakt bleiben (z. B. am Pflug, der Vermeidung von Gefahr wegen). Auf keinen Fall brauchen beide Riemen während der ganzen Zeit der Benutzung des Werkzeuges fest anzuliegen, was für die Muskulatur Entlastung bedeutet.

Fig. 15.



An manchen Geräten, wie am Pflug, am Spaten, an der Hacke oder an der Axt, kann die Vorrichtung gute Dienste leisten. Bei heftigen Bewegungen und starken Schlägen hat sie aber auch den Nachteil, daß sie stößt und den Stumpf erschüttert, weil der Ansatzzapfen mit der Platte fest verbunden sein muß, da sonst weder der vordere noch der hintere Abschnitt der wiegenförmigen Platte kräftig genug gegen den Stiel angedrückt und somit auch weder der vordere noch der hintere Riemen als Hypomochlion dienen kann.

Weitere Versuche führten zur Schaffung einer Kombination von Lederring und Lederschleife, wodurch die Anbringung eines Oesengelenkes zwischen dem Ansatzzapfen und der wiegen- und sattelförmigen Eisenplatte ermöglicht wurde. Letztere besteht aus einem vorderen, kürzeren Schenkel, auf dem mittels zweier Schrauben die Basis des Lederringes angebracht ist, und einem hinteren, längeren Schenkel, der an

seinem hinteren Ende das Oesengelenk mit dem Ansatzzapfen trägt (Fig. 12). Außerdem ist vor dem Oesengelenk an dem einen Rande der Platte ein Riemen befestigt, dessen oberes Ende eine Schlaufe bildet, die von einem Schlitz in der Platte aufgenommen wird. Auf der Höhe der Platte findet sich ein Knopf zum Einhaken des Riemens nach Umschlingung des Stieles. Die Seite, die den Knopf trägt, bezeichnen wir als die obere oder als die Streckseite.

So entstand ein Ersatzstück, das einerseits fest am Stiel angebracht werden kann, anderseits durch Bildung eines Handgelenkes dem Arm freieste Bewegung gestattet, ohne daß die Möglichkeit des Druckes gegen den Stiel aufgehoben ist. Ring und Lederschlaufe sind so angebracht, daß sie in der Ausgangsstellung, also vor Anlegung an die Prothese oder nach Abnahme derselben vom Gerät, in Ebenen verlaufen, die sie rechtwinklig kreuzen (Fig. 13). Bei der Anlegung wird zuerst der Ring in den Stiel eingeführt, und zwar von der Streck- nach der Beugeseite hin (Handrücken voraus! Fig. 14). Alsdann wird die Platte nach hinten niedergedrückt und festgestellt (Fig. 15). Der Stiel sitzt um so fester, je stärker der Riemen angezogen wird. An Geräten, die dazu bestimmt sind, Gegenstände an den Körper heranzuziehen, ist es zweckmäßig, die Vorrichtung so einzuführen und zu befestigen, daß die Streckseite vom Stiel aus gerechnet nach oben gerichtet ist (Fig. 14), dagegen an Geräten, die mehr zum Stoßen und Werfen dienen so, daß die Streckseite nach unten gerichtet ist (Fig. 15). Es ist wichtig, hierauf aufmerksam zu machen. Die Vorrichtung ist sehr einfach und leicht zu handhaben. Außerdem hemmt sie nicht, sondern erleichtert und fördert die Bewegungen der erhaltenen natürlichen Gelenke, da Zwangsbewegungen nicht ausgelöst werden. Der Amputationsstumpf kann deshalb mehr Kraft ausüben, und es tritt weniger Ermüdung des Körpers ein als bei anderen Vorrichtungen ohne Handgelenk.

Vorrichtungen, nach den gleichen Grundsätzen gebaut, können auch zum Fassen von Werkzeugen in Werkstätten verwendet werden.

XXII.

Beitrag: Verstümmelte mit doppeltamputierten Armen für die einfachen Bedürfnisse des täglichen Lebens wieder brauchbar zu machen.

Von

Prof. Dr. **H. Hoeftman,** Königsberg,
Hindenburghaus.

Mit 25 Abbildungen.

Ende Januar 1916 wurden auf Wunsch des sächsischen Kriegsministeriums und im Einverständnis mit dem beratenden Orthopäden des I. Armeekorps zwei sächsische Kriegsbeschädigte aus Dresdener Lazaretten dem Festungshilfslazarett VIII, Königsberg i. Pr., überwiesen, um für dieselben geeignete Prothesen zu schaffen. Bei beiden waren die oberen Extremitäten beiderseits, entweder ganz oder zum großen Teil, verloren gegangen.

Es handelte sich im ersten Falle um einen Gefreiten (Landsturmbataillon Dresden 2), der rechts den Arm bis auf einen 18 cm langen Oberarmstumpf, links den Unterarm bis auf einen ca. 5 cm langen Unterarmstumpf verloren hatte.

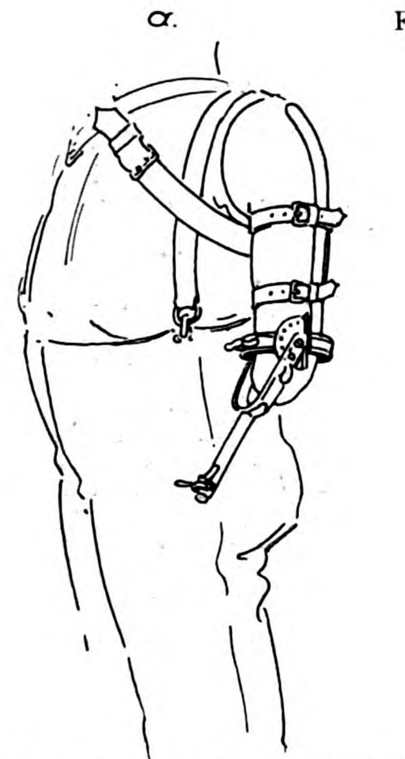
Die schließenden Narben waren beiderseits fest und gut verschieblich. Die Beweglichkeit im Schultergelenk beiderseits frei, diejenige des linken Unterarmstumpfes dagegen äußerst eingeschränkt.

Patient erhielt dann hier für seinen rechten Oberarmstumpf eine Uebungsprothese, die vermittels Zugvorrichtung eine freie Beweglichkeit des künstlichen Ellbogengelenks und Unterarms gestattete. Vom Unterarm führt eine Schnur über eine Rolle, die an der Innenseite der fassenden Oberarmhülse angebracht ist, zu einem Gurt, der um den Leib gelegt ist. Durch Spannung des Zuges beim Erheben des Armes im Schultergelenk erfolgt die Beugung im Ellbogengelenk, bei entgegengesetzter Bewegung die Streckung.



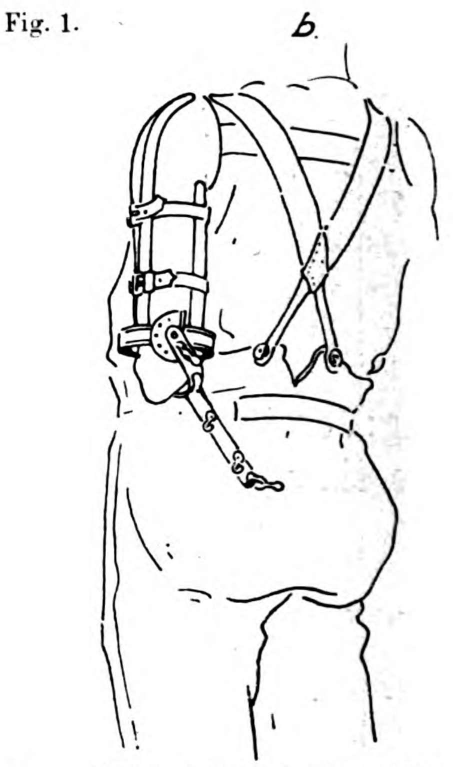
Fig. 1.

a.



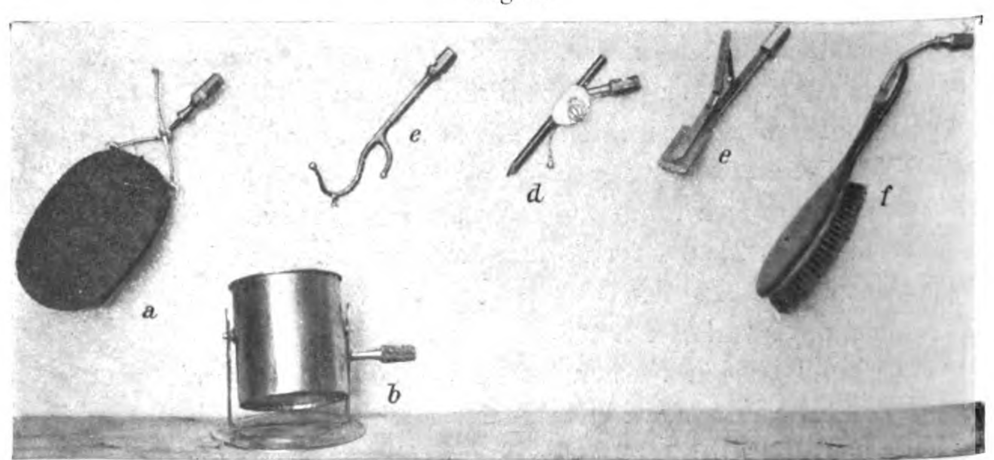
Ellbogengelenk. Beugung und Streckung des Unterarmes.

b.



Ellbogengelenk. Rückwärtsführung des Unterarmes.

Fig. 2.



a Schwamm. *b* Becher. *c* Apparat zum Urinlassen. *d* Schreibstift. *e* Zeitungsklammer. *f* Bürste.

Fig. 3a.



Löffel.

Fig. 3 b.



Patient essend.

Fig. 3 c.



Patient essend.

Fig. 3d.



Patient essend.

Fig. 4.



Herunterlassen des Hosenbodens.

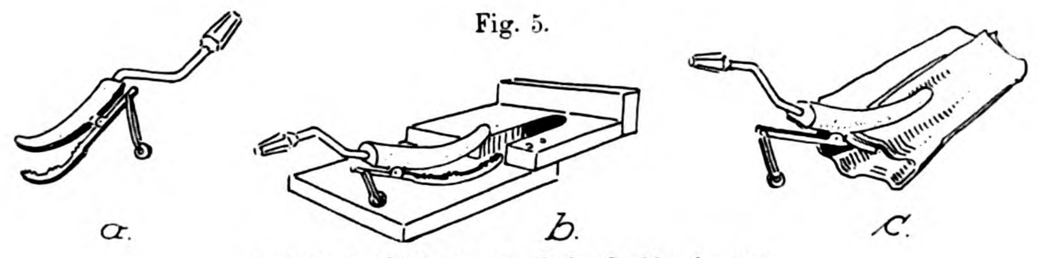
Nachdem vergebens die Mobilisation des versteiften linken Ellbogengelenks versucht worden war und eine Prothese, die mit einer

Fig. 4a.



Schließen der Hosen.

Fig. 5.



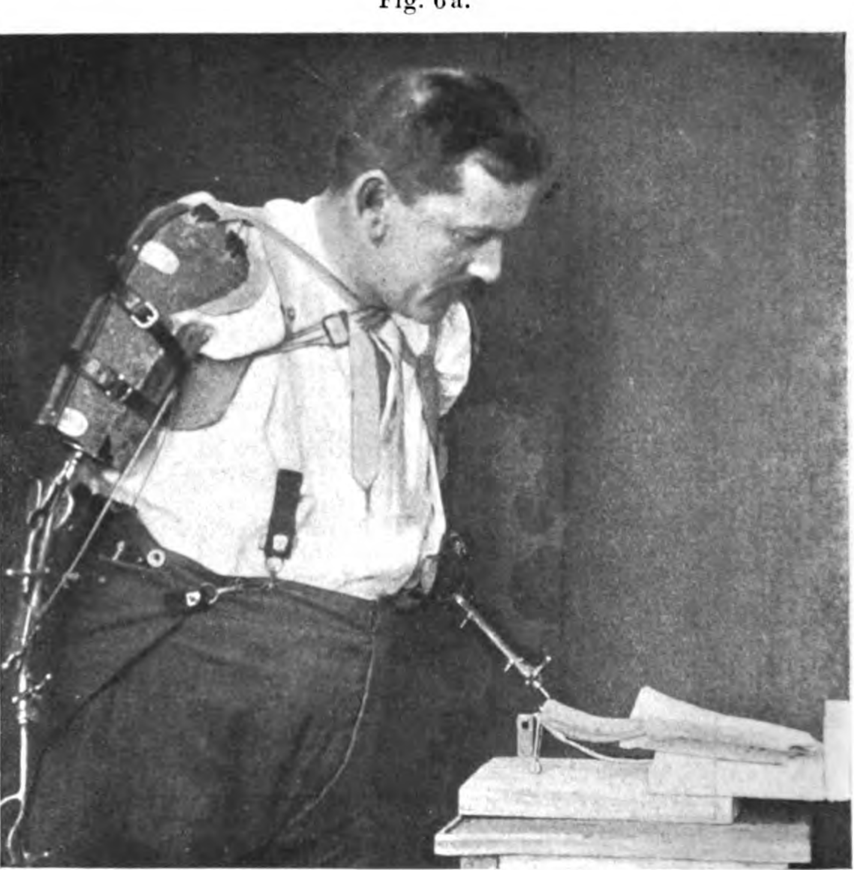
Apparat zur Säuberung nach der Stuhlentleerung.

Unterarmhülse den Unterarmstumpf faßte, dem Patienten keine Bewegungsmöglichkeit bot, wurde ein Gelenk konstruiert, das für eine

selbsttätige Hilfe, sowohl im Sinne der Beugung und Streckung des Unterarms, wie auch für die Sichelbewegung desselben (Rollung des Oberarms), z. B. bei Leistungen, die am eigenen Rücken und Gesäß vorgenommen werden mußten, also für eine Rückwärtsführung des Armes Gewähr leistete.

Das neu konstruierte Ellbogengelenk besteht der Hauptsache nach

Fig. 6a.



Apparat mit dem Wandbrett, um das Papier auf die Rolle zu stecken.

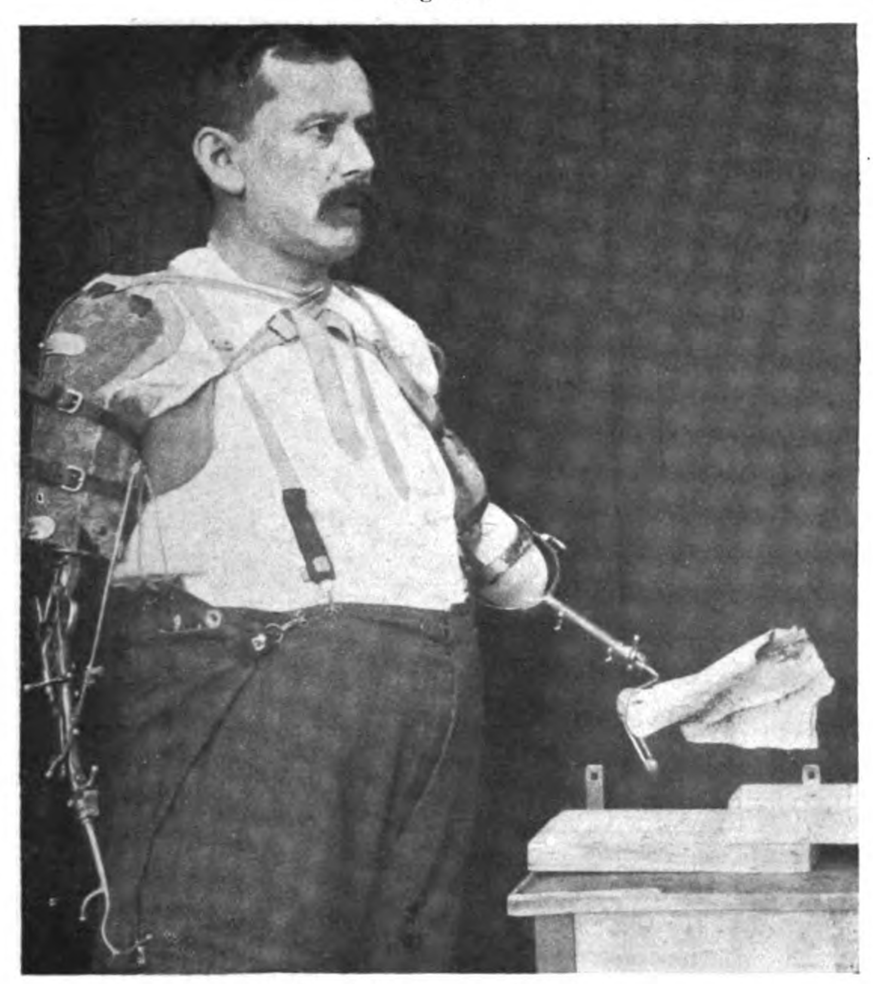
aus einem Führungsring, der den Stumpf umfaßt und in dem eine Rille im Außenkreis eingestanzt ist. In dieser Rille läuft ein zweiter Ring. der den Unterarmteil der Prothese trägt. Letztere ist um die Horizontalachse drehbar und in verschiedenen Lagen festzustellen (Fig. 1a u. b).

Nachdem diese Armprothesen gut saßen, war es für den Patienten nach längerer Uebung ein leichtes, die im beiliegenden Bilde (Fig. 2) gezeigten Ansatzstücke zu gebrauchen.

Schwierigkeiten bot nach wie vor das Essen und die Verrichtungen beim Stuhlgang.

Es wurde für das Essen ein Löffel konstruiert, mit dem er selbständig zu essen lernte.

Fig. 6b.



Patient bei Benutzung desselben.

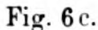
Beiliegende Bilder zeigen einmal den Löffel mit seinem Mechanismus selbst und zweitens den Patienten essend (Fig. 3a, b, c u. d).

Um das Oeffnen der Hosen zu ermöglichen, erhielten dieselben nach Art der Kinderhosen eine hinten zu schließende Klappe, welche auf zwei Führungsschnüren läuft, wodurch der ganze Hosenboden heruntergelassen werden kann (Fig. 4 u. 4a).

Zu guter Letzt sei noch der Apparat gezeigt, mit dem H. imstande

sein dürfte, die Säuberung nach der Stuhlentleerung vorzunehmen (Fig. 5a, b u. c).

Allerdings wird H. denselben nur zu Hause benutzen können und auswärts einer Hilfe bedürfen.


Fig. 6c.

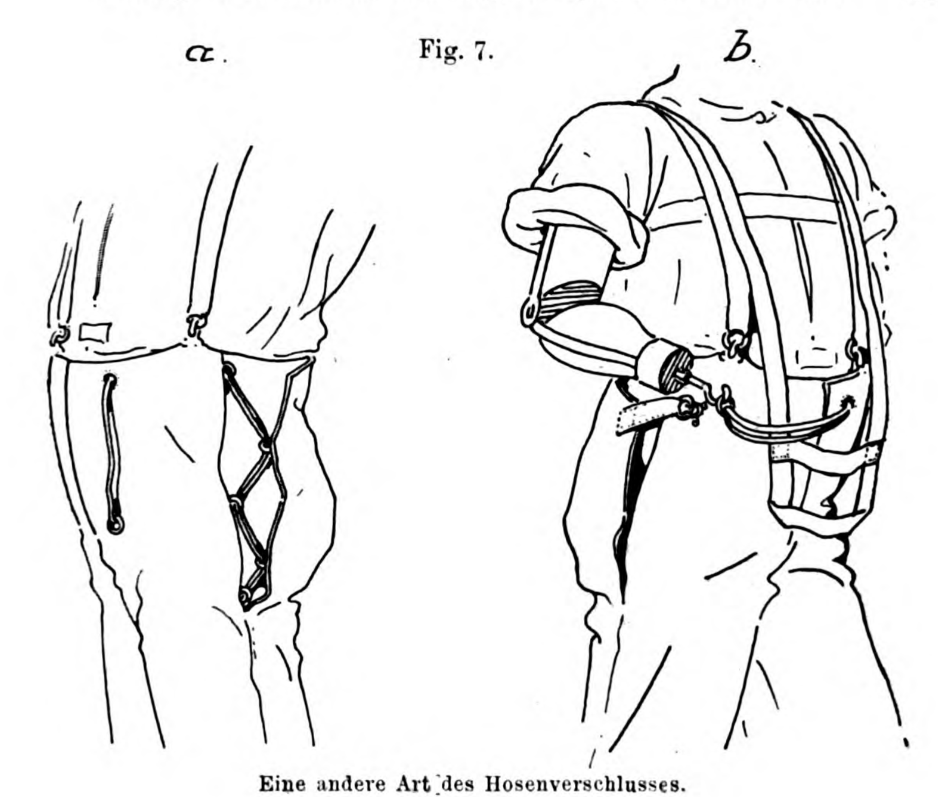


Patient bei Benutzung des Apparates.

Fig. 6a zeigt den Apparat mit dem dazugehörigen Wandbrett, um das Papier auf die Rolle zu stecken, Fig. 6b und c zeigen Patient bei Benutzung desselben.

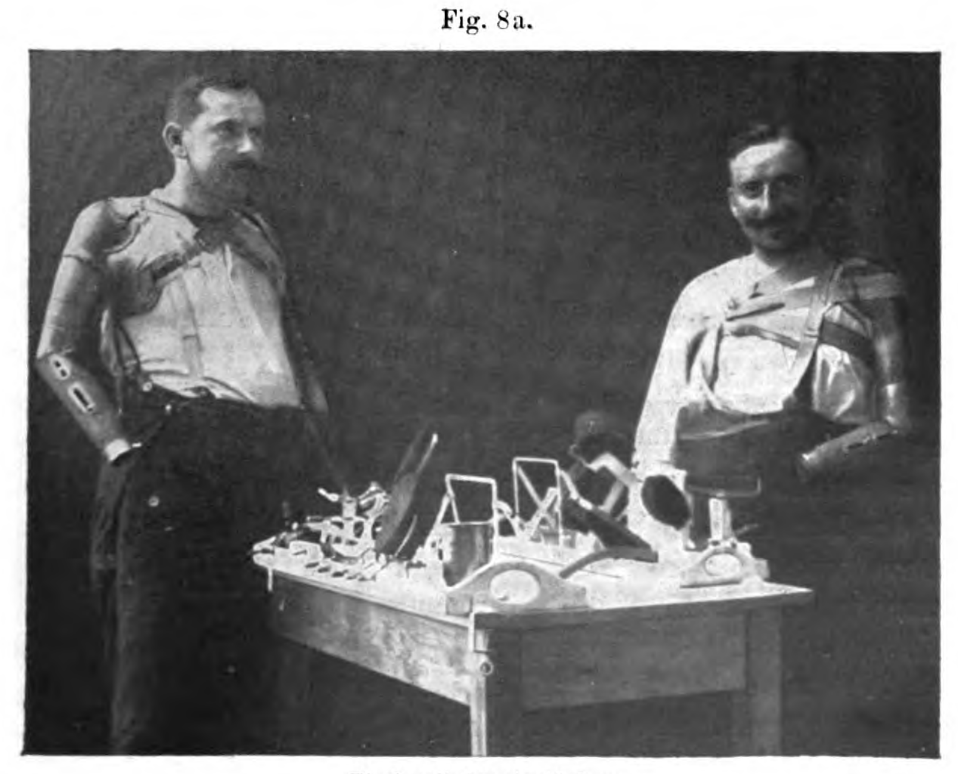
Bei dem zweiten Patienten handelt es sich im wesentlichen um dieselben Ansatzstücke wie bei dem erstgenannten. Doch bedingte der völlige Verlust des linken Armes, infolgedessen der Amputierte nur auf seinen rechten Armstumpf angewiesen war (hier fehlen die Hand

Fig. 7.



Eine andere Art des Hosenverschlusses.

Fig. 8a.



Tisch mit Ansatzstücken.

und ein Stück des Vorderarms), eine andere Anordnung des Hosenverschlusses (Fig. 7a u. b).

Nachdem mehrere Monate beide Kriegsbeschädigte mit ihren Uebungsprothesen und den dazugehörigen Ansatzstücken geübt und eine genügende Fertigkeit im Umgehen mit den für das tägliche Leben notwendigen Ansatzstücken erlangt hatten, konnte zur Anfertigung der endgültigen Kunstarme geschritten werden.

Der Mechanismus der Gelenke dieser endgültigen Arme blieb im Grunde derselbe wie bei denen der Uebungsprothesen, nur wurde an dem linken Ellbogengelenk des Kunstarmes des ersten Falles eine

Fig. 8b.



Ansatzstücke im Gebrauch.

Aenderung insofern vorgenommen, als das am Uebungsarm in einer wagerechten Ebene liegende Gelenk jetzt in die Längsachse des Kunstarmes gestellt wurde. Dieses geschah aus zweierlei Gründen: einmal, um den Kunstarm, der mit seiner Lederhülse den im Ellbogengelenk nahezu unbeweglichen Unterarmstumpf noch als Oberarmstumpf fassen mußte, nicht in diesem Teile unförmig dick werden zu lassen, anderseits, um dem Patienten die Möglichkeit zu geben, sich das Gelenk leichter selbständig einstellen zu können, indem die in Frage kommenden Stellhebel auf die Innenseite des künstlichen Vorderarmes gelegt wurden und nicht mehr direkt dem Gelenk auflagern.

Gleichzeitig wurde, ebenso wie beim linken Arm, ein Lederriemenzug zur selbständigen Führung des Vorderarmes (vgl. Beschreibung desselben beim Uebungsarm) angearbeitet.

Die Ansatzstücke, die beide Patienten unbedingt für das tägliche Leben brauchen, wurden ihnen auf besonderen Tischen aufmontiert, so daß sie ohne fremde Hilfe imstande sind, sich mit ihren Kunst-

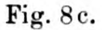
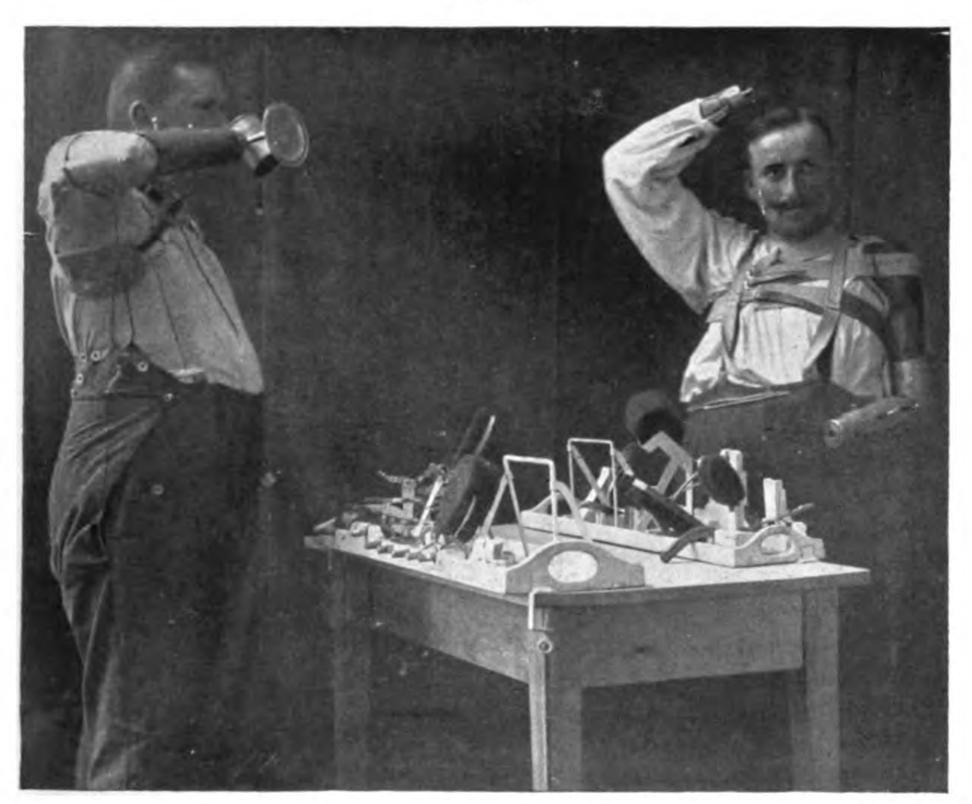


Fig. 8c.



Ansatzstücke im Gebrauch.

armen jedes ihnen augenblicklich nötige Ansatzstück zu nehmen, was nach einiger Uebung wird wegfallen können. Zur selbsttätigen Befestigung der Ansatzstücke in den Düsen der Kunstarme ist jedem Tisch ein Eisenständer eingearbeitet, an dem die Feder der Düse nach Aufnahme des Ansatzstückes zur Befestigung desselben festgestellt werden kann.

Fig. 8a zeigt beide Patienten vor ihren Tischen mit den Ansatzstücken, 8b und c beim Gebrauch derselben.

Endlich sind beiden Kriegsverletzten die in früheren Veröffentlichungen erwähnten Sonntagshände mitgegeben worden.



Die Leute sind also durch diese Apparate befähigt, sich bei den Bedürfnissen des täglichen Lebens selbständig zu helfen. Sie können essen, trinken, sich waschen und kämmen, schreiben und sogar auch die Schreibmaschine bedienen.

Für die Zukunft beabsichtigt der eine sich mit Hilfe seiner Verwandten ein kleines Anwesen zu kaufen, der andere will Lagereiverwalter werden.



XXIII.

Künstliche Hand mit umklappbarem Daumen.

Von

Prof. **von Baeyer,** München,
z. Zt. Ettlingen, fachärztlicher Beirat für Orthopädie.

Mit 6 Abbildungen.

Die Sonntags- oder Schmuckhände, die den Armamputierten gewöhnlich geliefert werden, sind, wie schon ihr Name sagt, reine Attrappen, mit denen der Verwundete gar nichts anfangen kann. Dies gilt besonders von all den Händen, bei denen sämtliche Finger mit Gelenken versehen sind und die nicht einmal irgendwelche Gegenstände festzuhalten vermögen. Besser sind schon die Konstruktionen, bei denen nur der Daumen beweglich ist, die übrigen Finger aber steif sind. Muß man doch von einer künstlichen Hand eine gewisse Gebrauchsfähigkeit verlangen können! Der Amputierte muß damit eine Gabel festhalten können, um das Fleisch auf dem Teller zu fixieren; er muß Zündholzschachteln, Billette usw. einklemmen, eine Aktenmappe oder Reisetasche tragen können. Ferner ist es erwünscht, daß die Hand verschieden starke Stielgriffe, Schirme oder Stöcke in ihrer Mitte wenigstens einigermaßen fest zu umklammern vermag. Endlich soll die Hand als Haken dienen, dessen sich der Armamputierte beim Leitersteigen, beim Oeffnen von Türklinken usw. bedienen kann.

Alle diese Forderungen erfüllt die abgebildete Hand, bei der die Finger 2—5 hakenförmig gebogen und steif sind; Finger 2 und 5 sind durch Furniere, die in das Holz eingeleimt sind, besonders verstärkt. Die wesentliche Neuerung besteht darin, daß der Daumen im ganzen seitwärts umgeklappt werden kann und so die Benutzung der Hand als Haken erlaubt. Außerdem befindet sich am Daumen ein Gelenk, das eine Beugung und Streckung des Endgliedes zuläßt und ein Einschlagen des Daumens ermöglicht. An diesem Gelenk wirkt



Fig. 1.



Fig. 2.



Fig. 3.



Fig. 4.



Fig. 5.



Fig. 6.



eine Feder im Sinne der Beugung. Das Umlegen des Daumens nach der Seite findet um einen Zylinderausschnitt der Mittelhand statt, und zwar besteht für diese Bewegung kein Gelenk mit fester Achse, sondern es wird die Fixierung des Daumens an der Mittelhand durch zwei Spiralfedern bewirkt.

Wie die Hand für die verschiedenen Verrichtungen gebraucht wird, geht aus den beigefügten Abbildungen hervor. Besonders beachte man, wie die geschilderte Anordnung es erlaubt, den Daumen auch in die Hohlhand einzuschlagen, wodurch das Halten von Stielen usw. ermöglicht wird. Die Herstellung der Hand macht nicht wesentlich mehr Arbeit als die der bisher gebräuchlichen einfachen Hände. Die Hand ist leicht und erlaubt, wie gesagt, mannigfache Manipulationen in kosmetisch nicht entstellender Weise. Die Konstruktion ist zum Musterschutz angemeldet und kann durch die Kriegsbeschädigtenfürsorge im Reservelazarett Ettlingen bezogen werden.



XXIV.

Aus dem Werkstättenlazarett Jakobsberg, orthopädisches Lazarett
für das XX. Armeekorps in Allenstein, Ostpreußen.
(Chefarzt: Stabsarzt Dr. M. Böhm.)

Ueber den Armersatz beim amputierten Landwirt.

Von

Stabsarzt Dr. **Max Böhm.**

Mit 15 Abbildungen.

Das Merkblatt 3 vom 15. Juli 1916 der Prüfungsstelle für Ersatzglieder zu Charlottenburg ist zweifellos eine für die Prothesenfrage grundlegende Veröffentlichung. Es gibt uns eine klare Schematisierung über die Anforderungen, die an den Armersatz gestellt werden müssen. Ebenso zweifelsfrei aber ist es, daß mehrere Punkte der Kritik und Ergänzung bedürfen.

Nur ein Kapitel sei herausgegriffen: Welche Anforderungen müssen wir bei einem Landwirt, insbesondere landwirtschaftlichen Arbeiter, dessen Oberarm etwa in der Mitte oder noch mehr proximalwärts abgesetzt ist, an den Armersatz stellen, um eine größtmögliche Arbeitsfähigkeit zu erzielen?

Bei der Beantwortung dieser Frage wollen wir uns eng an das Schema des Merkblattes Nr. 3 halten.

I. Die Bandage.

Zu diesem Punkt macht das Merkblatt folgende Angaben:

1. „Ein auf das Armgerät wirkender Zug muß bei allen Lagen des Stumpfes von der Bandage sicher aufgenommen und auf gesunde Teile des Körpers übertragen werden."

Der Satz bedarf keiner Erörterung, höchstens des Zusatzes, daß gerade beim landwirtschaftlichen Arbeiter die Zugbeanspruchung der



Bandage eine ganz gewaltige ist. Gegenstände von Zentnerschwere ziehen beispielsweise beim Auf- und Abladen gefüllter Säcke, beim Karren usw. am Kunstglied, und nicht Strippen mit Schnallen und Riemen mit Nieten, sondern nur eine Bandage solidester Bauart ist auf die Dauer solchen Ansprüchen gewachsen. In dieser Hinsicht ist der um den Schultergürtel gelegte Kummet und eine solide gelenkige Verbindung zwischen ihm und Armgerät unübertroffen.

2. „Die Druckbeanspruchungen müssen entweder von der Stumpfhülse auf den Stumpf oder durch geeignete Teile unmittelbar auf einen Kummet übertragen werden."

Auch die Druckbeanspruchungen sind beim landwirtschaftlichen Arbeiter recht erhebliche. Man denke an Pflügen auf hartem Boden, auf sommerlicher Kleebrache u. dgl. Es gibt sicher wenig Oberarmstümpfe, die einen unmittelbaren Druck auf das Stumpfende tage-, wochen- und monatelang ununterbrochen vertragen, wie das während der Erntezeit vom Landwirt verlangt wird. Schon die Einzwängung in einen Ledertrichter, die hierzu nötig ist, und die Unmöglichkeit der Ausdünstung empfindet der Amputierte lästiger, als mancher Konstrukteur ahnt, und für nichts ist der Amputierte dankbarer als für eine öffnungsfähige, lose, das Stumpfende freilassende Stumpfbandage. Beim halblangen oder kurzen Oberarmstumpf muß für landwirtschaftliche Arbeiter der Druck vom Schultergürtel aufgefangen werden. Der Stumpf muß in der Hauptsache, sein Ende gänzlich, entlastet sein; er nimmt nur insoweit Druck auf, als zur Wahrung der Sensibilität, der Druckkontrolle, kurz des organischen Zusammenhanges mit der Prothese, nötig ist. Im übrigen kommt dem Stumpf hauptsächlich die Führung des Geräts zu.

3. „Die Bandage soll den Oberkörper möglichst wenig einengen."

Hier ist vielleicht der kleine Zusatz am Platze: Auch der gesunde Arm darf durch die Bandage nicht in seiner Leistungsfähigkeit beeinträchtigt werden. Dicht der Achselhöhle der gesunden Seite anliegende Gurte müssen bei anhaltender Arbeit namentlich zu heißer Jahreszeit die Haut schädigen.

4. „Der Stumpf muß mit angelegter Bandage nach allen Richtungen frei beweglich sein."

Auch dieser Satz ist richtig. Er erfährt noch durch das zu II, 1 Gesagte eine Ergänzung.

5. „Die Bandage muß mit Sicherheit die Bewegungen und Kraftwirkungen des Oberarmstumpfes auf das Armgerät übertragen können."

Zu diesem richtigen Satz ist zunächst das unter Punkt 2 Gesagte hinzuzufügen. Ferner ist folgendes zu bedenken: Die Bewegungen und Kraftentfaltung eines kurzen Oberarmstumpfes sind nicht so erheblich, daß sie nach Ueberwindung des Arbeitsgeräts am peripheren Ende desselben sehr wirksam werden. Es ist in solchen Fällen immer geboten, die Bewegungen und enormen Kraftwirkungen des Schultergürtels und seiner Muskulatur zu Hilfe zu rufen. Und das geschieht am besten durch ihre direkte Uebermittlung auf das Armgerät. Wir kommen also auch hier wie bei der Forderung der Druck- und Zugentlastung auf den Kummet und eine solide, gelenkige Verbindung desselben mit dem Armgerät. Die Bandage muß aber die Bewegungen des Oberarmstumpfes auf das Arbeitsgerät nicht nur übertragen, sie darf auch nicht unerwünschte Mitbewegungen machen. Bei fast sämtlichen Kunstarmen ohne Kummet dreht sich bei Sichelbewegungen im Ellbogengelenk die Oberarmhülse um den Stumpf im Sinne der Bewegungsrichtung! Wiederum nur durch Kummetbefestigung und entsprechende Verbindung desselben mit dem Gerät ist diese für die Arbeitsleistung wie auch für den Gesundheitszustand des Stumpfes schädliche Mitbewegung zu verhindern.

II. Das Armgerät.

1. Die Bauart des künstlichen Schultergelenks.

„Falls bei Ersatzgeräten für Oberarmamputierte neben dem natürlichen, gebrauchsfähigen Schultergelenk noch ein künstliches Schultergelenk benutzt wird, darf es die freie Bewegung des vorhandenen Gelenkes nicht hindern."

Nach unserer Auffassung ist — wie oben begründet — für den Landarbeiter mit halblangem oder kurzem Oberarmstumpf immer ein künstliches Schultergelenk nötig. Der springende Punkt ist aber der, daß dieses künstliche Gelenk in die Achse des natürlichen Schultergelenks zu liegen kommt. Ist das nicht der Fall, so machen Kunstglied und Oberarmstumpf divergente Bewegungen; es müssen Hemmungen eintreten oder der

Stumpf kann die Bewegungen nicht mehr mitmachen und er entzieht sich der Bandage. Alle Aenderungen am Stumpftrichter und alle Riemen und Rollenzüge werden hieran nichts ändern, denn sie fassen das Uebel nicht an der Wurzel. Die Bedingungen der Druck- und Zugentlastung, der unmittelbaren Uebertragung der Schulter-Gürtel-Bewegungen auf das Armgerät sowie eines guten künstlichen Schultergelenks erfüllt von den bekannten Kummetarmen am besten der Siemensarm. Leider haften diesem einige andere Nachteile an. Einmal entspricht das Schultergelenk nicht den Anforderungen. Es läuft zwar wundervoll leicht, aber es fehlt ihm eine wichtige Bewegung: die Adduktion aus der Horizontalstellung heraus. Auf dem Umwege der Armsenkung ist diese Bewegung zwar möglich, dann ist aber jedesmal eine nachträgliche Umstellung des Unterarms nötig. Ferner bringt beim Siemensarm die fabrikmäßige Arbeit einen mangelhaften Sitz des Schulterringes (Mitbewegungen!) und eine allzu labile Verbindung des Stumpfes mit der Bandage mit sich; kurz: ein inniger „organischer“ Zusammenhang zwischen Körper und Kunstglied besteht in diesem Fall nicht. Schließlich ist der genannte Arm für kurze Stümpfe gar nicht zu benutzen. Aus diesen Gründen und noch einem anderen, beim nächsten Punkt zu erwähnenden (Ellbogengelenk) stellt der Siemensarm trotz vieler Vorzüge für landwirtschaftliche Arbeit eine unvollkommene Prothese dar.

Ein anderer Kummetarm, der von Riedinger, hat nach unseren Erfahrungen ein Schultergelenk, das sich zur bloßen „Suspension“ des Armes gut eignet, bei reichlich freien Armbewegungen aber zu Kantungen und Hemmungen neigt. Die Druckaufnahme durch den Schultergürtel und die Uebertragung von Schultergürtelbewegungen direkt auf das Armgerät ist beim Riedingerarm wesentlich geringer als beim Siemensarm.

Die anderen Kunstarme, soweit sie bekannt geworden sind, insbesondere die Typen Rota, Jagenberg u. a., entsprechen mit Bezug auf das Schulterarrangement, Bandage usw. den hier gestellten Anforderungen — immer nur, soweit der schwerarbeitende Landwirt und ein halblanger oder kurzer Oberarmstumpf in Betracht kommt — nicht annähernd. Insbesondere sind bei den letztgenannten Armtypen die schädlichen Mitbewegungen der Stumpfhülse bei Sichelbewegungen im Ellbogengelenk beträchtlich!

2. Die Bauart des künstlichen Ellbogengelenks.

„Für Oberarmamputierte ist für bestimmte Arbeiten das Vor-



handensein des Ellbogengelenks unerläßlich; es muß folgende Bedingungen erfüllen":

a) „Der Unterarmteil des Armgeräts muß nach erreichter Einstellung in jeder Lage sicher feststellbar sein und nach oben mindestens bis etwa 15° über die Wagrechte gehoben, nach unten bis in die völlige Strecklage gesenkt werden können (Beuge- und Streckbewegung des natürlichen Arms)."

Die absolut zuverlässige Feststellung ist eine conditio sine qua non. Bekanntlich versagen nach längerem Gebrauch in dieser Beziehung z. B. die Rota- und Jagenbergarme, ob durch Abschleifung oder durch einen mangelhaften Feststellmechanismus oder durch beides, bleibt dahingestellt. Jedenfalls muß bei Neukonstruktionen auf beide Faktoren Rücksicht genommen werden. Inwieweit die Zahnradvorrichtungen sich hier bei schwerer Dauerbeanspruchung bewähren werden, bleibt abzuwarten.

Eine Beugebewegung von nur etwa 15° ist bei vielen landwirtschaftlichen Arbeiten völlig unzureichend, z. B. beim Hacken u. dgl. Gewährt ein Kunstarm nur eine derartig beschränkte Beugebewegung im Ellbogen, so ist der Amputierte entweder an eine bestimmte Benutzung (Auswechseln) seiner beiden Arme gebunden, die ihm vielleicht sonst gar nicht liegt, oder er muß die mangelnde Beugefähigkeit durch eine Zwangshaltung des Stumpfes (Rückwärtsführung im Schultergelenk) ausgleichen, die eine rasche Ermüdbarkeit bedingt.

b) „Der Unterarmteil des Armgeräts muß auch bei Beugung im Ellbogengelenk etwa um 180° nach innen (zum Rumpf zu) oder nach außen (vom Rumpf weg) um die Längsachse des Oberarms gedreht werden können. Diese Bewegung heißt Sichelbewegung."

180°! Das ist weit mehr, als beim natürlichen Ellbogengelenk physiologisch der Fall ist.

Halte ich den wagerechten Unterarm in der Sagittalebene, so kann ich von da aus knapp 90° adduzieren und höchstens 30—45° abduzieren. Die „Sichelbewegung" beträgt also physiologisch zusammen höchstens 130°. Mehr brauchen wir vom künstlichen Arm auch wohl nicht zu verlangen.

„Es ist zweckmäßig, wenn die Beuge- und Streckbewegung unabhängig von der Sichelbewegung ausgeführt und festgestellt werden kann."

Diese Forderung trifft wohl für manche gewerbliche Arbeiten zu,



für den Landwirt hingegen ist sie überflüssig und bedeutet hier nur eine Konstruktionserschwerung.

Der Landwirt arbeitet häufig mit losem Ellbogengelenk; dann variieren in ständiger Folge Bewegungen in Beuge- und Streckhaltung, in „Sichel"- sowie Diagonalstellung, untermischt mit Drehungen im Sinne der Pro- und Supination. Vor der Arbeit müßte der Amputierte zwei, womöglich drei Feststellungen (eine für Pro- und Supination) lösen, und ob er dann alle nötigen Stellungen erzielt, ist noch fraglich. Das gleiche gilt für die Arbeiten mit festgestelltem Ellbogen. Auch hier bietet eine allseitige Einstellung (im Rahmen des Physiologischen) und eine einzige Feststellvorrichtung mannigfaltige Vorzüge mit Bezug auf technische Einfachheit, Handhabung und Gebrauchsfähigkeit.

c) „Erwünscht und vorteilhaft für die Einstellung der Ansatzstücke ist eine Drehbarkeit des ganzen Armgeräts um die Längsachse des Unterarms (Pro- und Supination). Es kann jedoch diese Drehmöglichkeit, die die Konstruktion schwierig macht, durch geeignete Form oder Gelenkigkeit der Ansatzstücke umgangen werden."

Aus Gründen der Einfachheit bevorzugen wir den letzteren Weg.

3. Die Bauart des künstlichen Handgelenks.

Ein künstliches Handgelenk ist für den landwirtschaftlichen Arbeiter eine überflüssige Komplikation des Ersatzarmes. Es kann ersetzt werden dadurch, daß das Ansatzstück drehbar (im Sinne der Pro- und Supination) am Unterarm angebracht ist, zweitens dadurch, daß das Ansatzstück teilweise unstarr und nachgiebig gestaltet wird.

4. Die Befestigung der Ansatzstücke.

„Das Ansatzstück muß sich leicht und tunlichst mit nur einem Griff in das Armgerät einsetzen lassen. Es muß gut festsitzen und darf nicht schlottern. Die Verbindung mit dem Armgerät muß in einfacher Weise mit der gesunden Hand gelöst werden können.

Der Ansatzzapfen muß genau den dafür geltenden Normalien entsprechen (vgl. Merkblatt 2)."

Hierzu ist folgender Punkt anzufügen. Eine große Reihe von landwirtschaftlichen Tätigkeiten, insbesondere das so wichtige Pflügen, erfordern *unbedingt* ein Arbeiten mit gleichlangen Armen; d. h. das Ansatzstück muß hier in gleicher Höhe mit der gesunden Hand stehen. Anderseits gibt es für den Landwirt eine große Anzahl von Verrichtungen, z. B. das Harken, Staken, Mähen, bei denen das Ansatzstück nahe bei dem Ellbogen stehen muß, und je mehr Arbeiten derartig ausgeführt werden können, um so mehr freut sich der Orthopäde,

getreu dem Grundsatz: Je weniger toter Raum zwischen Werkzeug und Stumpf liegt, um so größer wird Lenkbarkeit und Kraftentwicklung des Kunstarmes.

Läßt man den Landmann mit einem Ersatzarm pflügen, dessen Ansatzstück auch nur 5—6 cm höher steht als die gesunde Hand, so klagt er sofort: Die Arbeit werde ungenau, oder er müsse den Körper schief halten, oder er müsse den gesunden Arm durch ständige Beugung im Ellbogen zwangsweise verkürzen und ermüde sehr schnell. Läßt man ihn anderseits mit langem Unterarm andauernde Hark- oder Mäharbeit verrichten, so klagt er, er müsse zur Verkürzung des Kunstarmes den künstlichen Ellbogen zu stark beugen und zu diesem Zweck den Oberarmstumpf ständig rückwärts geführt halten, was ihn sehr anstrenge.

Kurz, es besteht ein Dilemma der Anforderungen, das man nur durch eine am Unterarm angebrachte Verkürzungs- und Verlängerungsvorrichtung überwinden kann.

N.B. Es wird hier immer angenommen, daß der amputierte Landmann nicht auf besonders für ihn zugestutzte Arbeitsgeräte, z. B. auf extra lange Stiele, angewiesen sein, sondern arbeitsfähig mit allen üblichen landwirtschaftlichen Werkzeugen gemacht werden soll.

Zu den Punkten der Prüfstelle

5. Die Güte der Ausführung und die Dauerhaftigkeit,
6. Die Instandhaltung,
7. Die Unfallsicherheit,

die sehr wichtige, technische Winke von besonders sachverständiger Seite bringen, ist nichts hinzuzufügen, nur nochmals die Erfahrung, daß gerade für landwirtschaftliche Arbeiter die allerfesteste Bauart der Prothesen nötig ist, die in allen Teilen Druck-, Zug- und Biegungsbeanspruchungen von mehreren Zentnern dauernd gewachsen ist. Hier kommt es auf einige hundert Gramm mehr oder weniger Gewicht des Kunstarms durchaus nicht an — vorausgesetzt, daß die Gewichtsverteilung den Grundsatz beachtet: Proximal die schweren — distal die leichten Teile! Auch auf die Notwendigkeit der Rostfreiheit sei hier hingewiesen.

III. Die Ansatzstücke.

Gerade die letzten Monate haben einen wesentlichen Fortschritt in dem Bau der Ansatzstücke gebracht. Der armamputierte Landmann braucht nicht mehr wie einst die Hosentaschen mit Ansatzstücken voll-

zustopfen oder einen Musterkoffer mitzutragen, wenn er aufs Feld zur Arbeit zieht — er hat jetzt sein Universalansatzstück. Den Fortschritt hat uns die „Kellerhand“ gebracht. Damit ist aber noch nicht das letzte Wort gesprochen. Der wirksame Grundsatz der Kellerhand ist der, daß zwischen dem künstlichen Handteller, den künstlichen Fingern (Haken) und einem gespannten, weichen Riemen der Stiel des landwirtschaftlichen Werkzeugs eingeklemmt und durch aktive Winkel- und Drehbewegungen des Vorderarmstumpfes festgehalten wird. Dieser Grundsatz ist neu: es gilt, ihn für den Ersatz beim Oberarmamputierten anzuwenden. Derartige aktive Dreh- und Winkelbewegungen kann man auf einfache mechanische Weise aus einem kurzen Oberarmstumpf nicht herausholen. Man muß sich daher nach einer anderen Kraftquelle umsehen. Und die ergibt sich von selbst in Gestalt der gesunden Hand. Fast alle landwirtschaftlichen Verrichtungen werden zweihändig an einem Stiel ausgeübt. Erfordert die Arbeit einen festen Sitz des Arbeitsgeräts in der Hand der Prothese, so veranlaßt ihn die gesunde Hand durch eine entsprechende Winkelbewegung des Gerätstiels, die viel zu unbedeutend ist, um die Arbeit als solche zu beeinträchtigen. Muß hingegen der Sitz ein loser sein, so sieht die gesunde Hand von derartigen Bewegungen ab. Erleichtert wird dieses Zusammenspiel von künstlicher und natürlicher Hand dadurch, daß man von vornherein bei jeglicher Arbeitsverrichtung je nach Zweckmäßigkeit den Riemen fester oder loser schnallt, und zwar am besten durch Schraubwirkung (künstliche Pronation).

Alles andere an der Kellerhand außer dem genannten Vorteil ist — soweit unsere Erfahrung hier reicht — für Oberarmamputierte sehr verbesserungsfähig. Keller kann nur mit langen, zugeschnittenen Stielen arbeiten; ein Arbeitsgerät mit Quergriff, wie sie bei uns in Ostpreußen üblich sind, kann er nicht gut gebrauchen, weder am Quergriff selbst, noch unten am Stielschaft kann er seine Kunsthand (ohne erhebliche Manipulationen) ansetzen. Schließlich haben sich hier für schwere Arbeit die Fingerhaken und erst recht der Riemen als zu schwach erwiesen.

Daß die Kellerhand den Träger zur Führung des Messers und der Feder u. dgl. befähigt, ist eine sehr angenehme Zutat für einen Arbeitsarm, kommt aber für den Oberarmamputierten weniger als für den Unterarmamputierten in Betracht; schließlich aber spielen diese Verrichtungen, die man auch mit der verbliebenen Hand allein ausführen kann, eine geringere Rolle gegenüber der wirklichen praktischen Landarbeit.

Zusammengefaßt lauten unsere Anforderungen an den Armersatz beim oberarmamputierten Landwirt mit halblangem oder kurzem Stumpf folgendermaßen:

1. vollständige Zugübertragung auf den Schultergürtel;

2. fast völlige Druckübertragung auf den Schultergürtel. Leise Druckbeanspruchung des Stumpfes (unter Freilassung des Stumpfendes);

3. unmittelbare Uebertragung von Bewegungen und Kraftwirkungen des Schultergürtels auf die Prothese;

4. engste („organische") Fühlung zwischen Stumpf und Prothese. Sicheres Fassen des Stumpfes und Verhütung von Mitgehen der Stumpfhülse bei Unterarmbewegungen;

5. Ellbogenbewegungen:
   Beugung mindestens 45°,
   Adduktion des wagerechten Ellbogens 90°,
   Abduktion des wagerechten Ellbogens etwa 20—30°,
   Möglichkeit der Kombination der Bewegungen und absolute Feststellbarkeit in jeder Stellung;

6. Unterarm normal lang und mindestens auf die Hälfte verkürzbar;

7. kein Handgelenk, dafür Drehbarkeit des Ansatzstückes (im Sinne der Pro- und Supination);

8. einfach zu handhabendes Universalansatzstück mit nachgiebigem Teil (Riemen).

Im folgenden wollen wir zeigen, in welcher Weise wir versucht haben, die genannten Anforderungen in die Wirklichkeit zu übersetzen.

Der Schultergürtel (Fig. 1—5) wird ringförmig von einem Kummet umfaßt. Derselbe ist nach genauestem Gipsabguß unter Berücksichtigung der Vorsprünge des Schlüsselbeins und der Schulterblattgräte sowie der darunter und darüber liegenden Gruben aus gewalktem Leder angefertigt, reichlich durchbohrt und dünn unterfüttert. Er ist durch aufgenietete Stahlspangen verstärkt und so zugeschnitten, daß er die Achselhöhle und die Rippen möglichst freiläßt, die Schulterbewegungen nicht hemmt, nicht am Halse anstößt, dagegen das Schulterblatt möglichst breit umfaßt. Auf den beifolgenden Bildern (1—5) sind die Grenzen des Kummets sowie der Verlauf der Verstärkungsspangen im einzelnen erkennbar. Mit dem Brustkorb ist der Kummet in folgender Weise verbunden: An der Vorderseite (Fig. 2) bildet ein starker Gurt



ein Dreieck; der obere Punkt der Basis ist mittels kräftiger, drehbarer Niete, der untere mittels Schnalle am Kummet, d. h. den Verstärkungsteilen, befestigt, während die Spitze des Dreiecks von einer Spange

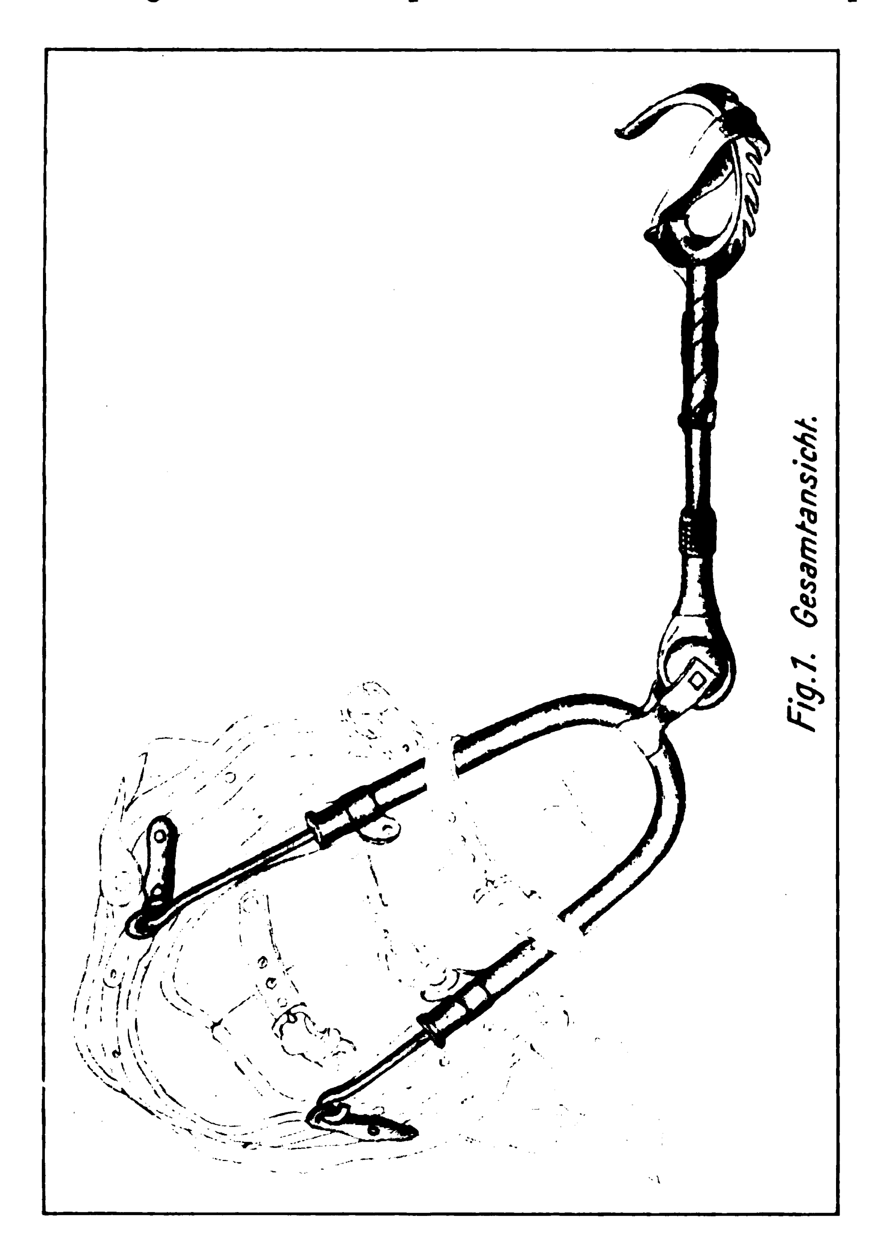


Fig. 1. Gesamtansicht.

gebildet wird, durch welche die Schenkel durchgeführt sind. Die gleiche Dreiecksbefestigung besteht an der Rückseite (Fig. 3), nur daß hier beide Punkte der Basis durch drehbare Nieten mit dem Kummet (wiederum mit den Verstärkungsschienen) sich vereinen. Die vordere und hintere Spange sind unter sich durch einen gefütterten Gurt ver-



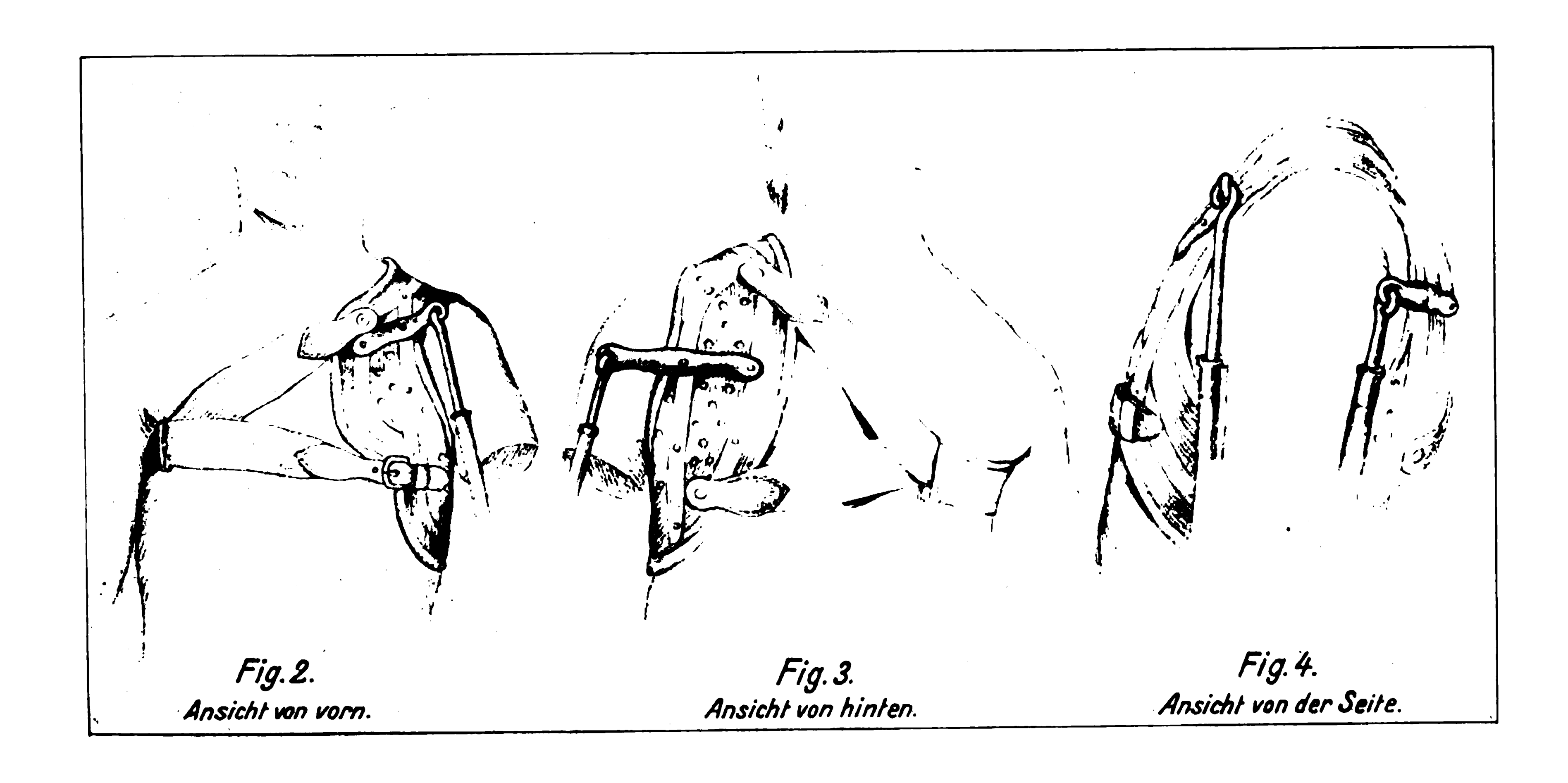


Fig. 2. Ansicht von vorn.

Fig. 3. Ansicht von hinten.

Fig. 4. Ansicht von der Seite.

bunden, der handbreit unterhalb der Achselhöhle der gesunden Seite zu liegen kommt. Auch die Spangen sind mit Futter unterlegt.

Quer über Vorder- und Rückseite des Kummets laufen (Fig. 2—5) sehr solid gearbeitete, an den Verstärkungsschienen befestigte Spangen, die lateral in Oesen enden. Ihr genauer — für den Erfolg sehr wichtiger — Verlauf ist aus den Bildern zu ersehen, am besten vielleicht aus der Ansicht von oben (Fig. 5). Das Ausschlaggebende ist das, daß die Verbindungslinie der Oesen untereinander in diagonaler Richtung von vorn oben und median nach hinten unten und lateral zieht, also in einer Vertikalebene liegt, die der Stellung der Schultergelenkspfanne entspricht (Abduktionsachse). Die den Oesen entsprechenden Spangenenden sind vom Körper abgebogen (Fig. 5), um Klemmungen zu verhindern, und durch Zungen, die von der Stumpfmanschette ausgehen, unterfüttert (Fig. 5). Die Oesen der Querspangen bilden durch die Verbindung mit den entsprechenden Oesen zweier kräftiger, 8 mm starker und etwa 12 bzw. 18 cm langer, aus bestem Stahl gefertigter Führungsstangen je ein **Gelenk** (Fig. 5 u. 6)[1].

Die beiden unteren Enden der Führungsstangen sind durch eine etwa 22 cm lange Rollengliederkette verbunden, die sich von der handelsüblichen Fahrradkette nur durch etwas größere Rollen (12,5 mm im Durchmesser) unterscheidet (Fig. 7). Das Stangenkettensystem bewegt sich spielend leicht in einem U-förmigen, auf warmem Wege gebogenen Stahlrohr von 13 mm lichter Weite (Fig. 8). An den beiden Enden ist dieses Rohr durch zwei schwalbenschwanzartig eingefaßte, lose Schieber abgeschlossen und abgedichtet, die in ihrer Mitte je eine Oeffnung zur Führung der Stangen besitzen (Fig. 8 a). Der Stumpf wird von einer gewalkten Ledermanschette unter Freilassung des Stumpfendes umfaßt, die sich mittels zweier vernieteter Schellen an den Schenkeln des Rohres ansetzt (Fig. 1). Um Rohr und Stumpfmanschette legt sich außerdem ein am Rohr verschraubter Riemen, der ein Herausrücken des Stumpfes aus der Achse des Rohres verhindert. Durch dieses System wird es ermöglicht, daß der Arm unter Führung des Stumpfes folgende Bewegungen ungehemmt ausführt: Abduktion unbeschränkt, Vorwärtsführung etwa 130°, Rückwärtsführung etwa 20° — Ausmaße, die für j e g l i c h e landwirtschaftliche Arbeit

[1]) Anmerkung bei der Revision: Die Bauart des künstlichen Schultergelenks ist inzwischen wesentlich vereinfacht worden. Die Kette kommt in Wegfall, dafür ist neben der Abduktionsachse durch ein Scheibenscharnier die Pendelachse berücksichtigt (Veröffentlichung folgt).



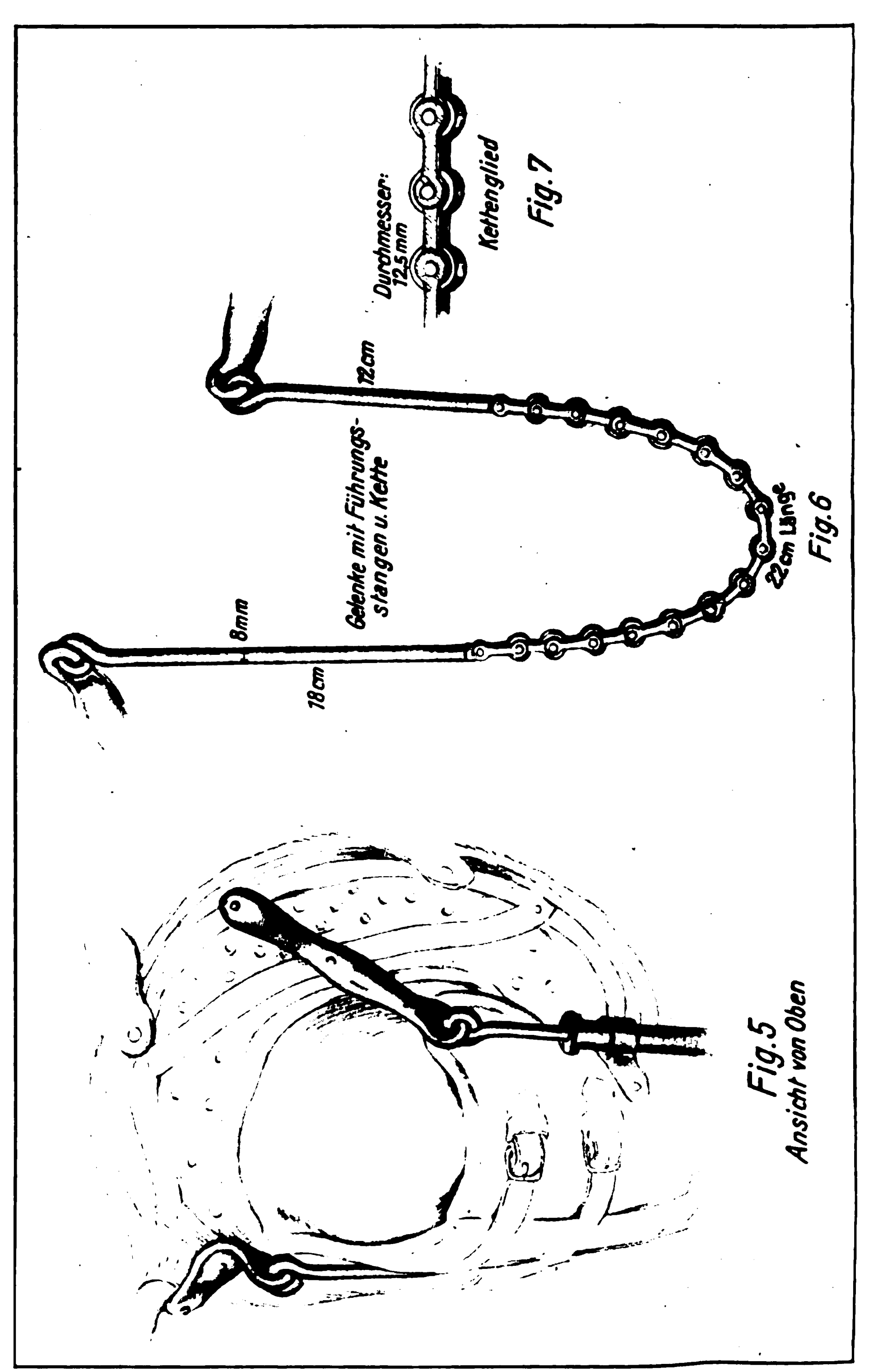
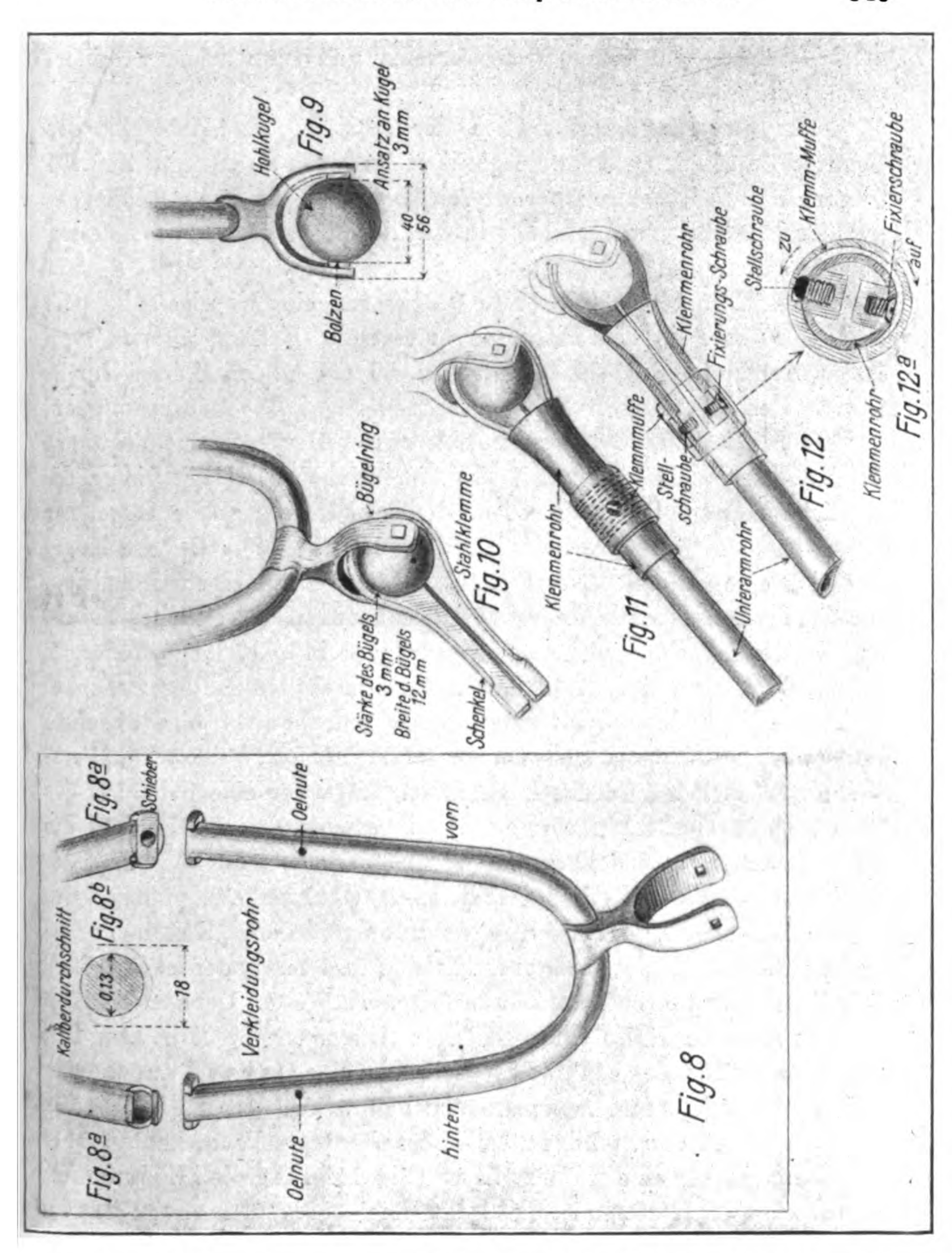


Fig. 7

Fig. 6

Fig. 5 Ansicht von Oben

reichlich langen. Wirkt ein Zug auf das Rohr, so nimmt ihn der Schultergürtel auf; bei Druckbeanspruchung staucht sich die Kette.



da ein seitliches Ausweichen durch die Rohrwände verhindert wird, zusammen und wirkt als starres Ganzes. Somit wird jeder Druck von der Handrichtung her auf den Schultergürtel übertragen und jede Kraftleistung des Schultergürtels auf den Unterarm überpflanzt, gleich-

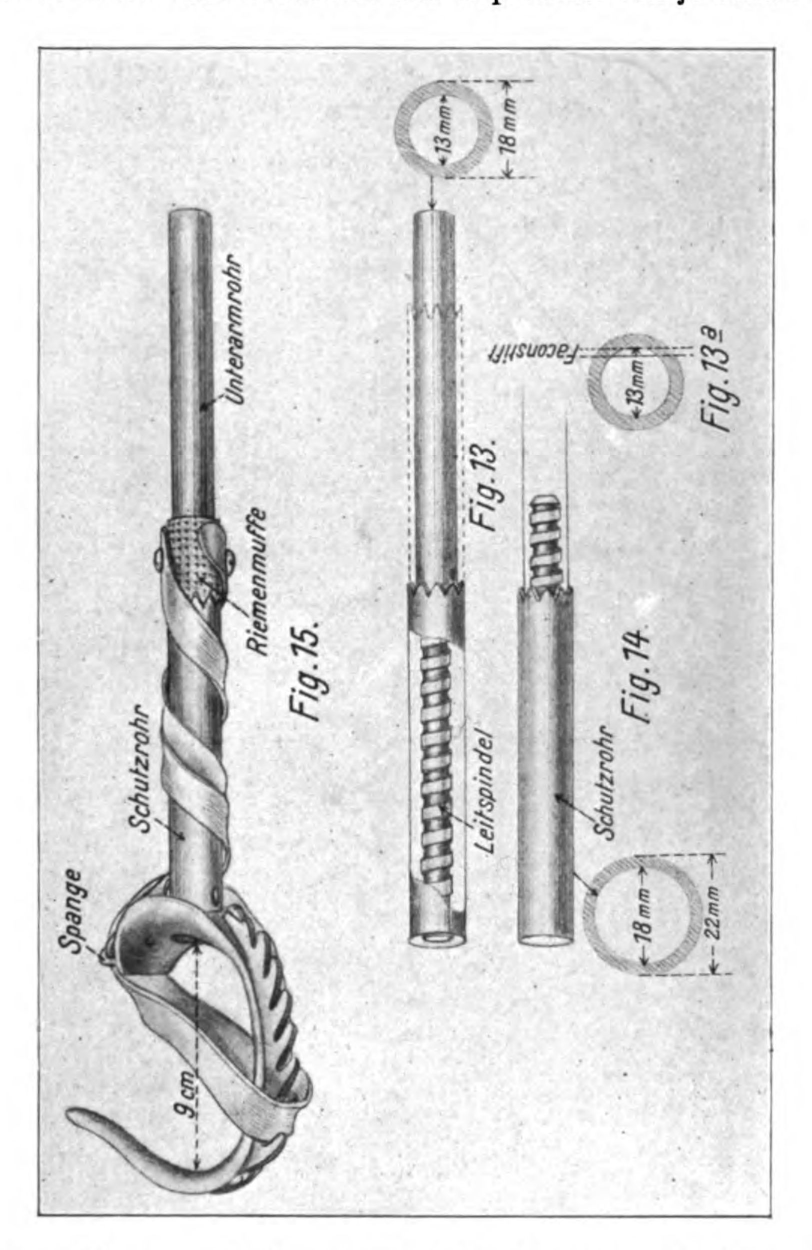
gültig, welche Armstellung (im normalen und künstlichen Schultergelenk) eingenommen wird.

Der Stumpf nimmt infolge der geringen Nachgiebigkeit des Kummets und der Gelenke ein gewisses Maß von Druck und Zug auf — gerade so viel, wie im Interesse seines organischen Zusammenhanges mit der Prothese erwünscht ist; in der Hauptsache wirkt er indessen nur als Führer des Kunstarmes.

Das **Ellbogengelenk** (Fig. 9—12) ist ein Kugelgelenk. Die harte, 40 mm im Durchmesser betragende Hohlkugel wird von einem vierkantigen, 8—10 mm starken, 56 mm langen Bolzen durchbohrt. Der Bolzen wird von einem sporenartigen Bügel aufgenommen, der am Scheitel des U-Rohres mittels zweier Backen sich anlegt und daselbst hart angelötet ist (Fig. 8 u. 9). Um dem Gelenk die größtmögliche Beugefähigkeit zu geben, steht der kugeltragende Bügel zur Mittelachse des U-Rohres im Winkel von 25° (Fig. 8). Um die Kugel legt sich eine Stahlklemme (Fig. 10), bestehend aus einem Bügelring, der sich in allen seinen Teilen, namentlich aber in seinen seitlichen Teilen, eng an die Kugeloberfläche anschmiegt und in zwei lange, federnde Schenkel ausläuft (Fig. 10). Durch Zusammenpressen der Schenkel wirkt die Stahlklemme als Bandbremse und bewirkt eine absolute Feststellung des Ellbogengelenks. Da erfahrungsgemäß derartige „Feststellungen" sich im Gebrauch abnutzen, trägt der eine Schenkel der Stahlklemme eine mit kräftigem Kopf versehene Stahlschraube, die nach Bedürfnis nachstellbar und so imstande ist, die Wirkung des Zusammenpressens zu erhöhen (Fig. 12 „Stellschraube"), während der andere Schenkel an seinem unteren Ende mit dem „Klemmenrohr" (siehe unten) durch die „Fixierungsschraube" fest verbunden ist (Fig. 12a). Das Zusammenpressen geschieht in folgender Weise. Ueber die Stahlklemme zieht als Hülse das sogenannte „Klemmenrohr" (Fig. 11 u. 12); dieses besitzt für die genannte Stellschraube eine Oeffnung, aus welcher der Kopf der letzteren herausschauen kann. An der gleichen Stelle, also den Enden der Stahlklemmenschenkel entsprechend, kommt über das Klemmenrohr eine Muffe zu liegen (Fig. 11 u. 12), die „Klemmuffe". Das Lumen der letzteren ist nun nicht gleichmäßig, vielmehr besitzt die Muffe eine ungleichmäßige Wandstärke (Fig. 12a), derart, daß eine schiefe Ebene entsteht. So kann die Stellschraube durch Drehung der Muffe um das „Klemmenrohr" heruntergepreßt werden oder heraufsteigen, wodurch Fest- bzw. Losestellung des Ellbogengelenks erzielt wird. Die Feststellung ist absolut zuverlässig, auch auf die Dauer.



Folgende Bewegungen sind im Ellbogengelenk möglich: Beugung 60° über die Wagerechte, Adduktion und Abduktion (Sichelbewegung) 90 bzw. etwa 30° und Pronation und Supination von je etwa 20°.



Das „Klemmenrohr" setzt sich in dem Unterarmrohr fort (Fig. 11, 12, 13 u. 15). Das Unterarmrohr wieder dient zur Führung einer Leitspindel (Fig. 13 u. 14) mit steilem Gewinde und trägt zu diesem Zwecke statt eines normalen Schraubenganges einen seitlich eingesetzten Fassonstift (Fig. 13 a). Schraube ich die Spindel in das Unterarmrohr hinein,

so geht gleichzeitig über das letztere (teleskopartig) hinweg das dünne Spindelschutzrohr (Fig. 13 u. 14), welches mit der Spindel an ihrem unteren (distalen) Ende (durch das Ansatzstück) starr ver-

Fig. 15a für Quergriff, Pfluggriff, Sensenkurbel u. dergl.

Fig. 15b für Hacken, Fegen, Dreschen u. dergl.

Fig. 15c für Graben, Schaufen, Dungstreuen u. dergl.

bunden ist. Auf diese Weise kann ich eine Verkürzung des Unterarms von seiner normalen Länge ab um 12 cm erzielen[1]).

An seinem oberen (proximalen) Ende trägt das Schutzrohr Zähne,

[1]) Neuerdings wird der Unterarm kurz konstruiert und kann durch ein Zwischenstück verlängert werden.

die sich in die gegenüberliegenden Zähne einer Muffe (der „Riemenmuffe“) einpassen (Fig. 15). Der Zweck der letzteren wird gleich erklärt werden.

Mit Spindel und Schutzrohr starr verbunden ist das Ansatzstück (Fig. 15), bestehend aus einem kräftigen Haken, dessen Spitze etwas hervorragt, dessen Basis verbreitert und geschweift ist (Fig. 15), und dessen größter Abstand von Basis zu Hakenhöhe 9 cm beträgt. Am Rücken des Hakens ist eine hahnenkammartige Zahnung vorhanden. In diesen Zähnen findet eine Riemenschlaufe aus kräftigem Rindleder Halt, deren beide Enden durch eine Spange an der Hakenbasis hindurchlaufen, um das Spindelschutzrohr sich herumwinden und an der oben erwähnten Riemenmuffe an gegenüberliegenden Stellen befestigt sind. Drehe ich diese Muffe auf ihrer Unterlage — dem Unterarmrohr — um sich selbst, so kann ich der Riemenschlaufe jede gewünschte Spannung erteilen, deren Fixierung durch die Verzahnung erfolgt, ebenso wie ich die Riemenöffnung durch Einstellung der Schlaufe in den betreffenden Hahnenkammzahn weit oder eng wählen kann. So gelingt es, den Stiel eines Gerätes jeder Größe auf die Hakenbasis senkrecht zur Unterarmachse oder parallel oder diagonal zu der letzteren an den Haken mehr oder weniger fest anzuklemmen (Fig. 15 a, b, c), während Winkelbewegungen der gesunden Hand am Stiel die Haltefestigkeit noch weiter regulieren können. Ist einmal Riemenöffnung und Spannung gegeben, so braucht der Stiel in das Ansatzstück wie bei der Kellerhand nur hineingeschoben zu werden, und auch bei Quergriffen braucht nur die Schlaufe über den Haken weg abgestreift und nach Aufnahme des Stieles wieder heraufgestreift und in den Hahnenkamm hineingeschoben zu werden. Desgleichen läßt sich der Pfluggriff und der Knebel der Sense leicht und mit einem Griff befestigen, ebenso wie die Entfernung des Ansatzstückes vom gestielten Gerät durch ein einfaches Abstreifen gelingt.

Pronation und Supination des Ansatzstückes ist durch die Leitspindel gegeben, ebenso wie Bewegungen in allen anderen Richtungen des Handgelenkes — sei es Beugung, Streckung oder Abduktion und Adduktion — durch die Nachgiebigkeit des Riemens und durch den Mangel an hemmenden Flächen des Ansatzstückes gewährleistet werden. Aufnahmen von Traglasten geschieht durch die Hakenspitze, Druckwirkungen kann die Hakenbasis ausüben.

Will der Landmann den Arm für nichtlandwirtschaftliche, sondern etwa zu handwerklichen Verrichtungen benutzen, so kann er Arbeits-



hand mit Leitspindel, Schutzrohr und Riemenmuffe herausschrauben und jedes gewünschte Ansatzstück in das Unterarmrohr einstecken, welches nach den vorgeschriebenen Normalien gearbeitet ist. Die einzige Veränderung ist hierbei die, daß er den Zapfen des Ansatzstückes mit einer dem Fassonstift entsprechenden, eingefeilten Nute versehen muß. Es ist ohne weiteres klar, daß in der gleichen Weise der Arm zum Schmuckarm umgearbeitet werden kann. Doch bevorzugen wir, den Amputierten einen billigen Schmuckarm gesondert zu liefern.

Nachdem wir annähernd ein Jahr an dem landwirtschaftlichen Kunstarm gearbeitet und mehrere Modelle erprobt haben, glauben wir in dem eben beschriebenen, erst im November beendeten Typ die Art des Arbeitsarmes gefunden zu haben, die allen den Anforderungen gerecht wird, die wir im theoretischen Teil der Arbeit gestellt haben. Der Arm ist derart stabil, daß wir bestimmt glauben: er wird selbst bei stärkster Beanspruchung innerhalb Jahresfrist zu keiner Reparatur Veranlassung geben. Daß er seinem Träger zur größtmöglichen Leistungsfähigkeit bei allen ländlichen Verrichtungen in der Landwirtschaft verhilft, dafür haben wir heute schon den Beweis.

An dem Bau des Armes haben gemeinsam mit mir Oberarzt Dr. Michaelis, Werkstätteninspektor Walter Unger und Gefreiter Schulze gearbeitet, während an seiner Ausprobierung an vielen Oberarmamputierten Herr Leutnant Seewald (selbst amputiert) mit großem Eifer mitgewirkt hat.



XXV.

Künstlicher Oberarm mit auswechselbarem Unterarm und Arbeitsarm für Oberarmamputierte und Exartikulierte.

Von

Dr. **R. Zuelzer,**

Spezialarzt für orthopäd. Chirurgie, Potsdam, z. Zt. Stabsarzt.

Mit 35 Abbildungen.

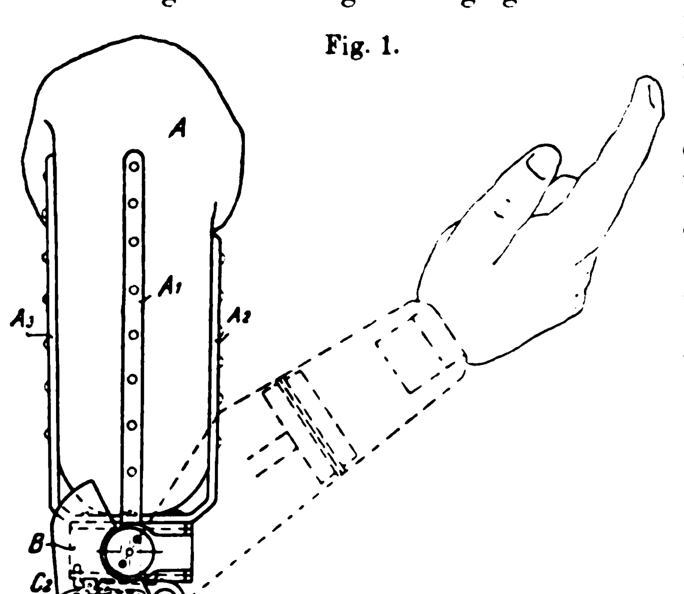
Einer sehr dankbaren Aufgabe sieht sich der orthopädische Chirurg in diesem Kriege gegenüber, da es sich für ihn nicht nur darum handelt, die vielen Gelenk-, Knochen- und Nervenleiden unserer Kriegsbeschädigten möglichst sachgemäß zu behandeln, sondern auch die Ersatzstücke für abgesetzte Glieder herzustellen.

Die Massenanforderungen an die Behandlung der orthopädischen Leiden und die häufig ganz unzulänglichen Mittel, mit denen der orthopädische Betrieb zu bewirken ist, erfordern eine ganz besonders eingehende Ueberlegung, wie man auf recht praktische Weise den wirkungsvollsten und nutzbringendsten Apparat sich herstellen kann. Mit Hilfe ganz geringer Mittel und mit Hilfe von einigen Schlossern und einigen Arbeitern, die sich unter den Lazarettkranken befanden, wurden hier in der Werkstatt eines Schlossermeisters in der Stadt die verschiedensten Pendelapparate nach eigenen Modellen hergestellt. Die Veröffentlichung dieser Spezialapparate behalte ich mir vor. In der Werkstatt wurde dann die Herstellung von den immer mehr und mehr notwendigen Plattfußeinlagen übernommen. Bald wurden dann aber auch in dieser Werkstatt kleine Hilfsapparate, wie sie der Chirurg fast täglich bei der Behandlung benötigt, und soweit sie mit den einfachsten Mitteln einer Schlossereiwerkstatt ausführbar waren, hergestellt. Als sich dann diese Arbeitsmöglichkeiten als unzureichend erwiesen, wurde eine orthopädische Abteilung in dem Lazarett selbst mit den primi-



tivsten Mitteln eingerichtet. Die Handwerksmeister der Stadt überließen leihweise einige alte Werkzeuge und Maschinen, und das Personal, das sich aus den Kranken rekrutierte, wurde immer mehr und mehr in der orthopädischen Werkstatt technisch eingearbeitet. An die Herstellung von Ersatzgliedern gingen wir von Anfang an noch nicht heran, weil die Erfahrung über brauchbare Prothesen noch recht dürftig war. Einige bekannte Systeme, wie die von Hoeftman-Königsberg, wurden bei den Bestellungen zuerst bevorzugt. Aber es stellte sich doch zu bald heraus, daß ein wirklich zweckmäßiges Ersatzglied nur von Fall zu Fall immer gebaut werden konnte.

Fig. 1.



Auswechselbarer Unterarm (Schönheitsarm) (Flexion-Extension).

Wir machten die bekannten Wandlungen hier auch durch, die auf der Prüfstelle nachher als Allgemeingut bekannt gegeben worden sind. Die komplizierten Apparate wurden mehr und mehr aufgegeben, und man strebte danach, unter selbstverständlicher Ausnutzung des noch vorhandenen Stumpfes möglichst einfache Bandagen herzustellen, mit denen der Kriegsbeschädigte wirklich imstande ist, mehr oder weniger seinem alten Beruf nachzugehen. Ich kann nicht nach meinen Erfahrungen die Ansicht teilen, daß der gelernte Handwerker im allgemeinen auf sein altes Handwerk verzichten muß, weil er ein künstliches Glied hat, sondern ich bin der festen Ueberzeugung, daß es uns gelingt, wirklich stabile und doch leichte Prothesen zu liefern, welche nicht als eine Attrappe tot am Stumpf hängen, und welche bei der Arbeit abgehängt werden, welche vielmehr ebenso gern von dem Facharbeiter benutzt werden wie irgend ein wertvolles Werkzeug. Man muß dabei selbstverständlich berück-

sichtigen, daß wir es mit einer Klasse von Leuten zu tun haben, bei denen die alten Gewohnheiten und bestimmte Arten von Griffen bei der Arbeit so sehr in Fleisch und Blut übergegangen sind, daß sie es

Fig. 2.

Auswechselbarer Unterarm (Schönheitsarm) (mit Pronation-Supination).

Fig. 3.

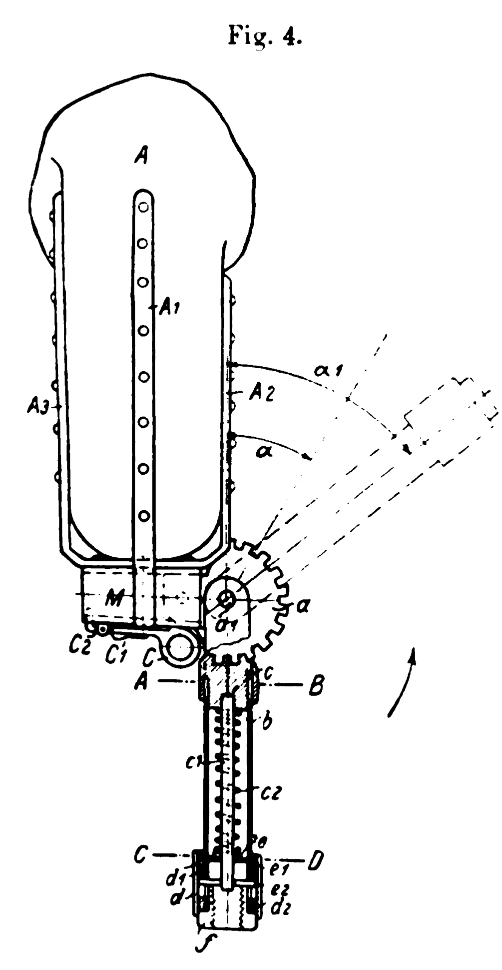
Auswechselbarer Arbeits-Unterarm.

von vornherein kaum glauben, mit irgend einem Ersatzglied etwas leisten zu können. Welcher Unterschied zwischen so einem Kriegsbeschädigten von einigen 20 Jahren oder mehr, der seinen Arm verloren hat, und einem Verstümmelten, der durch Geburt oder in frühem



Kindesalter eines wichtigen Gliedes verlustig gegangen ist! Wie haben diese Verstümmelten gelernt und durch Uebung sich so weit gebracht, daß sie wirklich Erstaunliches zu leisten imstande sind, wie man es unseren Kriegsbeschädigten zunächst gar nicht zumuten kann. Es ist anzunehmen, daß die dura necessitas auch hier helfend und fördernd einspringt, besonders wenn wir es mit indolenten, mehr oder weniger gleichgültigen Menschen und Rentenjägern zu tun haben. Das klägliche Ergebnis der Untersuchung über die Brauchbarkeit der Prothesen, das Horion in Köln uns mitgeteilt hat, dürfte meines Erachtens hauptsächlich darauf begründet sein, daß eine große Anzahl unverständiger Mechaniker und Orthopädisten sich berechtigt glaubte, die schwierige Prothesenfrage zu lösen. Durch die vielen unbrauchbaren Bandagen, die die Orthopädiemechaniker selbständig anfertigten, ist der Wert der Prothesen so in Mißkredit gekommen, was nicht wundernehmen kann, da ihnen doch das weite Verständnis und der allgemeine Ueberblick, den man bei solchen Erfindungen besitzen muß, fast durchweg abgeht. Diese zahlreichen, auf den Markt gebrachten und unseren Kriegsbeschädigten übergebenen wertlosen Ersatzglieder konnten ein derartig trübes Resultat zeitigen!

Fig. 4.

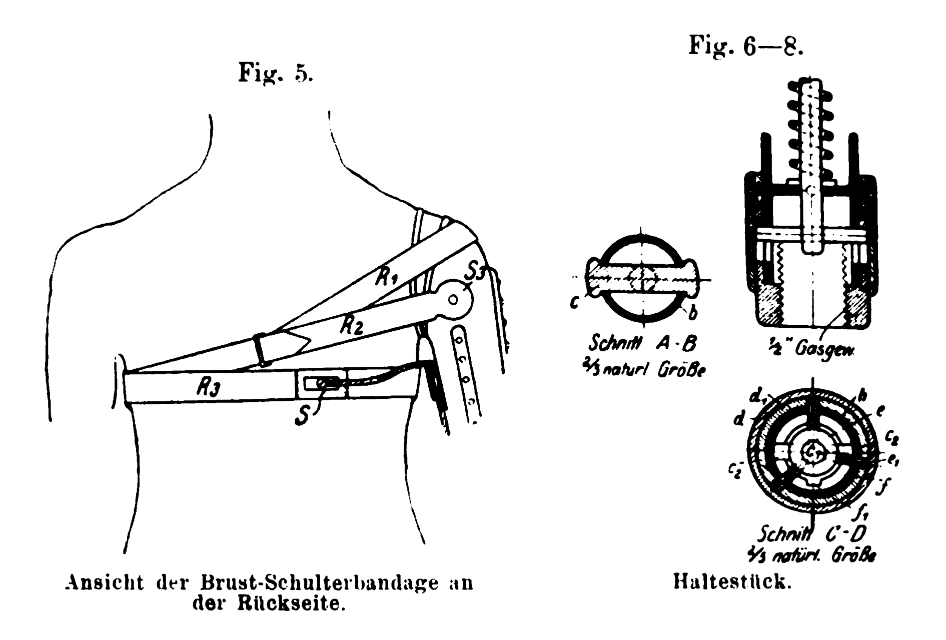


Auswechselbarer Arbeits-Unterarm mit verstellbarem Ellbogengelenk.

Bei der Beurteilung des Wertes der künstlichen Glieder muß man sich immer vor Augen halten, daß eine Prothese für einen Arm — ob rechts oder links — selbstverständlich nur vom Gesichtspunkte eines Ersatzes aus bemessen werden kann. Wir werden es nie und nimmer dahin bringen, daß wir uns da, wo die Natur uns so ausgiebige Bewegungen und Kräfteausnutzung gespendet hat, wie gerade am Arm und Hand, durch ein Kunstglied etwas einiger-

maßen Gleichwertiges verschaffen können. Wir werden auf das wunderbare Zusammenarbeiten der verschiedenen Muskelgruppen, die unter Aufsicht des Auges und des Gefühls so großartig arbeiten, im großen und ganzen verzichten müssen. Der Kriegsbeschädigte, der seinen Arm verloren hat, wird sich erst allmählich daran gewöhnen müssen, daß das, was die Kunst ihm zu ersetzen vermag, nur ein mehr oder weniger gutes Werkzeug für seinen Körper darstellen kann. Da heißt es natürlich, alle Muskelgruppen, die noch vorhanden sind, voll und genau auszunutzen. Da heißt es, den Beschädigten umlernen zu lassen und den Gebrauch der noch vorhandenen Gelenke, ob es sich um Ell-

Fig. 5. Fig. 6—8.



Ansicht der Brust-Schulterbandage an der Rückseite.

Haltestück.

bogen, Schulter oder um die Ausnutzung des beweglichen Schulterblatts handelt, voll zur Geltung zu bringen, und dazu ist natürlich die ganze Willenskraft des Kranken und der persönliche Einfluß der Ratgeber von größter Bedeutung! Da muß man auch wohl unterscheiden zwischen einem Städter und einem Landbewohner, zwischen Handwerkern in einem Großbetriebe mit allen möglichen Maschinen und einem Handwerker vom Dorf oder einer kleinen Stadt. Man wird für manchen Handwerker — ob Bäcker, Konditor, ob Mechaniker — mit einer einfachen Prothese in einem Großstadtwerkbetrieb noch gut auskömmliche Arbeit finden, aber bei kleineren Verhältnissen, wo viel mehr noch die Hand die Maschine ersetzen muß, wird der Kriegsbeschädigte mit diesen Bandagen fast gar nichts ausrichten können. Hier heißt es also für den Orthopäden ganz besonders, sich seine Leute

anzusehen. Welch gewaltiger Unterschied für die Konstruktion besteht ferner darin, ob ein kurzer, langer oder gar kein Oberarmstumpf vorhanden ist, ob das Ellbogengelenk noch arbeitet oder gar der Unterarm nur der Hand beraubt ist. Die Konstruktionen müssen verschiedene Angriffspunkte und Ausnutzungen der noch vorhandenen Kräfte berücksichtigen, man wird auf das Individuelle bei den Bau-

Fig. 9.

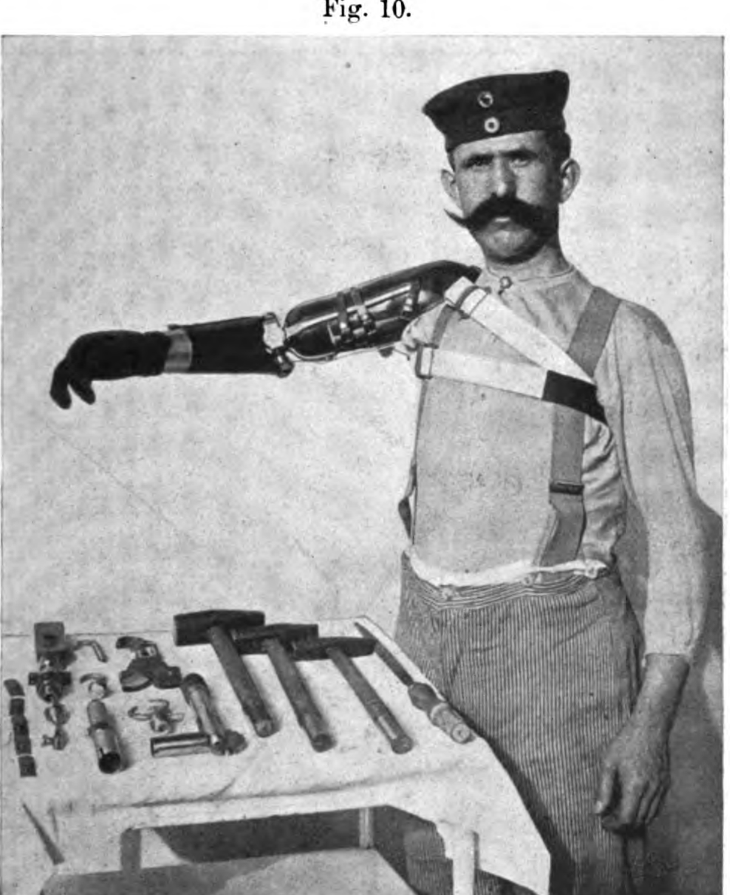


arten nicht verzichten können, und man wird deswegen wohl kaum die Aufgabe lösen, einen „Universalarm" für alle Armverstümmelten zu fabrizieren. Dazu kommt noch der gewaltige Unterschied in der Anforderung an den rechten Arm gegenüber dem linken. Wir werden sicherlich immer beobachten, daß, wenn auch der künstliche Arm noch so ideal gebaut sein mag, die gesunde Hand zu allen nur denkbaren und möglichen Handgriffen benutzt werden wird, ganz instinktiv, ohne Ueberlegung, wie wir es selbst an uns gewöhnt sind, wenn wir durch irgend eine Verletzung und Schmerz an dem Gebrauch der einen Hand

stark behindert sind, wird die andere Hand immer helfend einspringen! Wenn man sich das alles vergegenwärtigt, wird man die Schwierigkeit bei der Herstellung von künstlichen Armen nicht unterschätzen. Die Schwierigkeit wächst mit zunehmender Indolenz und Gleichgültigkeit des Trägers und mit seiner Ungeduld.

Die große Anzahl von Amputierten hat im Kriege alle ärztlichen

Fig. 10.



Kreise, besonders natürlich die der orthopädischen Chirurgen, deren Dienst es zuließ, auf den Plan gerufen, und sie haben mit wissenschaftlicher Gründlichkeit sich dieses schwierigen Problems angenommen. Man muß nicht nur Arzt und Orthopäde sein, man muß nicht nur ein technisches Verständnis haben, man muß sich auch in den Werkstätten umsehen, man muß sich in den verschiedenen Betrieben darüber informieren, welche Bewegung, welche Griffe absolut notwendig für den einzelnen Arbeiter sind, man muß meines Erachtens auch sozial und ethisch zu denken gelernt haben, man muß sich die Frage vorhalten,





was wohl der Kriegsbeschädigte auch wirklich in seinem späteren Leben tragen und verwerten wird, daß es auch äußerlich einen gewissen ästhetisch-schönen Eindruck macht. Darin wird auch viel gesündigt. Bei jedem neuen Fall, bei jedem Amputierten lernt man, wenn man beobachten kann, etwas zu. Ich denke daran, wie ich anfangs hier bei einem linksseitig Amputierten viel Wert darauf legte, die künstlichen

Fig. 11.



Finger selbsttätig beweglich zu machen. Ich übertrug die Kraft auf die Finger von dem gesunden Oberarm her. Dieser war imstande, durch eine bestimmte Bewegung sich in einen Hebel einzuschalten und hatte die Finger damit sozusagen in seiner Gewalt. Dieses System wurde aber bald als eine, ich möchte sagen, bedeutungslose Spielerei aufgegeben; es erinnert entfernt an die Beweglichkeit der Carneshand, dieses großartig konstruierten Kunstwerks, das aber für das Gros unserer Kriegsbeschädigten gar nicht in Frage kommt. Ich möchte mit einer Carneshand nicht einen irgendwie kräftigen Schlag ausführen, das

komplizierte Getriebe würde einfach in Trümmer gehen. Es wurde die Beweglichkeit der Finger bei meinem ersten Arm dadurch erzielt, daß auf der Rückenseite der künstlichen Hand eine viereckige Vertiefung eingelassen wurde, in die die vier Federn, die mit den vier letzten Fingern in Verbindung standen, an einem kurzen Querstab befestigt wurden, und dieser Querstab wurde mit Hilfe von Führungsstangen mit einem

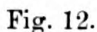


Fig. 12.



Hebelwerk in Verbindung gesetzt. Dieses scherenförmige Hebelwerk war dann in Verbindung mit einer Eisenschnur, die, über verschiedene Rollen geleitet, schließlich an dem einen Ende eines Winkeleisens über der gesundseitigen Schulterblattspitze befestigt wurde. Das Winkeleisen war in der Höhe der gesunden Schulter an einer Schulterkappe daselbst drehbar angebracht. Der zweite Hebel wurde am gesunden Oberarm durch eine Manschette gehalten. Diese Konstruktion wäre mehr hindernd wie vorteilhaft, wenn es nicht gelungen wäre, den zweiten Winkelarm nur zeitweilig in die andere Verbindung einzuschalten,

muß man doch bedenken, daß bei den Oberarmamputierten der gesunde Arm in ganz besonders ausgiebiger Weise für alle Bewegungen frei sein muß. Ich hatte deswegen den zweiten Hebelarm durch einen Ring an der Winkelstelle verbunden und einige Zentimeter darunter einen nach hinten verlaufenden Haken angebracht, welcher wiederum in ein bestimmtes Loch einschnappen mußte, um den anderen Hebelarm auf dem Rücken in Bewegung zu setzen. An diesem letzten Winkelarm wurde deswegen in derselben Höhe, in der der Haken auf dem anderen Hebel angebracht ist, ein halbkreisförmiger Bogen befestigt, der an

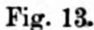


Fig. 13.



der Stelle das oben erwähnte Loch aufweist, welche der Lage des Hakens entspricht, wenn der Arm etwas nach hinten an den Rumpf angedrückt wird. Der mit solchem Apparat ausgestattete Kriegsbeschädigte hatte nach verhältnismäßig kurzer Zeit es durch Uebung erlangt, in ziemlich unauffälliger Weise die künstlichen Finger zu öffnen. Nach dem Loslassen des Zuges schlossen sich die Finger wieder durch besonderen eingearbeiteten Federzug, der die Bewegung bewerkstelligte. Bei allen meinen künstlichen Händen, die ein künstlerisch durchgebildeter Soldat des hiesigen Regiments ausschneidet, wird in den Daumen eine starke Feder eingefügt, welche die Adduktion desselben bewirkt.

Eine wichtigere Aufgabe war aber für uns die selbsttätige Bewegung des künstlichen Ellbogens. Nach verschiedenen Versuchen haben wir schon bei den ersten Konstruktionen in recht einfacher Weise die Aufgabe gelöst. Mit der Mitte der Achse des Ellbogens war ein nach abwärts zu vorspringender Hebel verbunden, welcher mit einer Schnur in Verbindung gebracht werden konnte, die, über Rollen laufend, in der Nähe des Schulterblattwinkels der kranken Seite selbst seine Befestigung findet. Diese Rollen müssen nach den verschiedenen Richtungen hin beweglich an der Oberarmhülse an-

Fig. 14.



gebracht sein. Der Hebel an der Ellbogenachse war mit zwei starken Spiralen in Verbindung, die bei dem ersten Anziehen zuerst zusammengedrückt wurden; dann erst folgte die Hebung des ganzen Unterarms. Auf diese Weise wurde es ermöglicht, daß der Anfangszug kein ruckweises Erheben des Unterarms zur Folge hatte, sondern eine allmähliche Beugung. Die anfangs in die Mitte der Achse verlegte Hebelvorrichtung wurde später auf der medialen Seite der Achsenstange angebracht. Dadurch konnte erreicht werden, daß die Verbindung mit der Zugschnur von dem Beschädigten selbst leicht ein- oder ausgeschaltet werden konnte. So ist es dem Kriegsbeschädigten mit solcher Prothese selbst möglich, seinen künstlichen Unterarm durch eine Seitwärts-

und Vorwärtserhebung des Stumpfes in ziemlich unauffälliger Weise zu beugen. Die Streckung erfolgt durch Nachlassen der Spannung. Mit Hilfe der guten Stahldrahtschnur sind irgendwelche Reparaturen seit Monaten nicht mehr nötig gewesen.

War dieses Ziel erreicht, so harrte unser schon wieder eine neue Aufgabe. Es war nicht wünschenswert, daß der gebeugte Unterarm dieselbe Handstellung aufwies wie der gestreckte. Es war daher notwendig, zugleich mit der Beugung eine der natürlichen Drehung entsprechende Supination einzuschalten. Dabei durfte aber der Unterarm ja nicht zu schwer werden. Ich löste anfangs das Problem dadurch, daß ich eine Achse in den Unterarm hineinlegte, welche ähn-

Fig. 15.



lich wie beim Drillbohrer mit gewundenen Rillen versehen war. Diese gedrehte Achse wurde durch einen Ring geführt, der gut befestigt war, und welcher drei Stahlkugeln in sich aufgenommen hatte. Diese Stahlkugeln dienten demnach zur Führung der Achse, die sich ihrer Windung entsprechend drehen mußte. Am Handgelenk endete diese Achse in einer Platte, welche mit der Hand in Verbindung stand. Es wurde die Drehung dann so eingerichtet, daß bei jeder Beugung im Ellbogen automatisch eine Vierteldrehung im Sinne der Supination der Hand erfolgen mußte. Diese Konstruktion, die recht gut funktionierte, wurde später durch eine einfachere ersetzt, welche mit Hilfe von Stirn- und Kammrädern eine gleichartige Drehung auslöste. Die Fig. 1 u. 2 geben einen Begriff von dieser Konstruktion.

Es fügte der Zufall, daß meine ersten Kriegsbeschädigten linksseitig Amputierte waren, und daß sie keinen Wert auf eine Arbeits-



prothese legten. So waren sie mit den gelieferten Prothesen durchaus zufrieden, zumal die künstliche Hand noch ganz unauffällig einen Haken in sich barg, an dem sie selbst sehr schwere Gegenstände leicht fortschaffen konnten.

Ich wurde aber bald vor die Aufgabe gestellt, einem landwirtschaftlichen Arbeiter, der zugleich Schmiedemeister war, ein Ersatzglied für den rechten Arm zu konstruieren, mit dem er wirklich arbeiten konnte. Die Aufgabe reizte. Der Stumpf war von der Achsel-

Fig. 16.



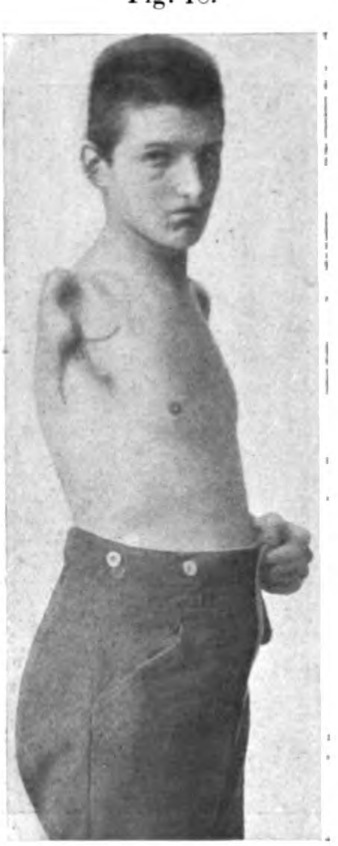
Fig. 17.



höhle aus gemessen 12 cm lang. Da wurde zunächst eine Gipsprothese hergestellt, welche mit Eisenstangen verstärkt wurde. An diesen Eisenstangen wurde da, wo der Ellbogen zu denken ist, ein längsgestelltes, von vorn nach hinten gerichtetes Stück Eisenrohr befestigt. In dieses Eisenrohr wurde dann ein langer, entsprechender Hammer mit Hammerstiel eingesetzt. Der Mann mußte Nägel einschlagen; anfangs traf sicherlich nur jeder dritte Schlag, später jeder zweite, bis das Gefühl — in seinen Stumpf fortgeleitet — auf die Prothese sich derartig verfeinerte, daß schließlich jeder Schlag den Meißelkopf traf. Nun ging es an die richtige Prothesenbearbeitung. Genau nach dem

Gipsmodell wurde, wie die Fig. 1 u. 2 zeigen, die Schulterkappe mit der künstlichen Oberarmhülse angefertigt, leicht ausgehöhlte Schienen darauf genietet und das längs gestellte Rohr besonders sorgfältig gearbeitet. Aus 3 mm dickem Stahlrohr gefertigt, wurde es etwas konisch nach hinten zu laufend gebohrt. Dann wurde unten am Rohr ein kleiner Hebel beweglich angebracht, der vorn eine in das Rohr hineinragende Nase zeigte — die sogenannte Sperrung — und der am hinteren Ende einen nach oben gebogenen kleinen Fortsatz aufwies, den sogenannten Auswerfer (Fig. 4 C[1] u. C[2]).

Fig. 18.



Der Mann wurde mit diesem künstlichen Arm, mit dem er, wie ich mich selbst überzeugen konnte, wirklich fast alle vorkommenden Arbeiten ausführen konnte, die in einem kleinen Betriebe von ihm verlangt werden konnten, der vom Kriegsministerium eingerichteten Prüfstelle überwiesen. Diese Prüfung fand zu einer Zeit statt, wo die Normalien für die Ansätze und für die Gewinde noch nicht festgelegt waren, und ebenso wurden einzelne bestimmte Forderungen erst nach Ablieferung des Armes bekannt gegeben. Daher sind kleine technische Aenderungen bei den folgenden Konstruktionen vorzunehmen gewesen. Der Mann zieht seinen Unterarm, den er willkürlich im Ellbogengelenk beugen und im Handgelenk drehen kann, mit einem einzigen Fingerdruck aus der Rohrtülle am Oberarm (siehe Fig. 4 M), was nicht mehr Zeit in Anspruch nimmt, als wenn man sich die Manschetten auszieht. Ebenso wie nach getaner Arbeit ein Griff den Kunstarm am Oberarm befestigt, und ein zweiter Griff die Verbindung für die Unterarmbewegung wiederherstellt (Fig. 3 P). Ist nun der Arm für die Arbeitszeit beiseite gelegt, wird der Arbeitsarm wiederum schnell durch Einschieben des Rohrteils befestigt. Die nähere Beschreibung der Konstruktion hat Professor S c h l e s i n g e r in der „Werkstattstechnik“ Heft 10 (1916) wie folgt veröffentlicht: Der Ersatzarm soll sowohl die Arbeitsfähigkeit in der Werkstatt ermöglichen als die Anbringung einer gesteuerten Schmuck-



hand zulassen, die dem Beschädigten im Hause das natürliche Aussehen wiedergibt und gewisse Verrichtungen des täglichen Lebens gestattet (Halten der Gabel, Feder, Bleistift, Tragen von kleinen Lasten usw.). Allerdings müssen die zu haltenden Teile mit der gesunden Hand in die künstliche eingelegt werden. Dann aber kann man diese künstliche Hand durch Schnurzüge (Fig 1—3) beugen und durch die zwangläufig gekuppelte Ein- bzw. Auswärtsdrehung bis an den Mund führen, z. B. zum Essen (Fig. 1). In der Beschreibung soll der sogenannte Schmuckarm zuerst behandelt werden. Er ist in Fig. 1—3 dargestellt. Um den Armstumpf ist eine Lederhülse A gepaßt, die durch eiserne Schienen A_1, A_2, A_3 und A_4 kreuzweise verstärkt ist. In den Unterteil dieser Schienen ist eine quer zur Oberarmachse liegende Aufnahmehülse B eingenietet, die als Träger sowohl des Schmuckarmes als des Arbeitsarmes dient. Sie bildet auch gleichzeitig die Unterstützung für die Drehachse $E\,E_1$ für die Beugebewegung des Unterarmes. Der Unterarm besteht aus einer Lederhülse $D\,G$, die durch die Schiene T armiert ist und sich um die Zapfen $E\,E_1$ quer zur Achse des Aufnahmerohres B drehen kann. Die Befestigung des Unterarmes geschieht durch den Schnappverschluß C_1, C_2, die Verriegelung gegen Herausfallen gegebenenfalls durch einen Stift, der durch die Oese C eingesteckt werden kann. Ein Schnurzug, der auf dem Rücken bei S (Fig. 3) seinen Festpunkt hat und aus dem Drahtseil Q, den Rollen K und L, der Befestigungsschlaufe P und dem Lenkhebel am Zapfen E_1 besteht, bewirkt, daß beim Vorwärtsheben des Ersatzarmes mittels des vorhandenen Armstumpfes eine selbsttätige Beugung um die Achse $E\,E_1$ erfolgt (Fig. 1 u. 2). Diese Beugung veranlaßt gleichzeitig eine Drehung des Kegelrades N_1, das auf der Schiene E_1 festsitzt. Das Kegelrad N_1 kämmt mit N_2, dreht dann durch die bei O_1 und O_2 gelagerte Welle N das Stirnrad N_3 und das mit diesem in Verbindung sitzende Rad N_4. Dadurch wird zwangläufig mit dem Beugen und Strecken die Aus- und Einwärtsdrehung des Armes (Pro- und Supination) ermöglicht. Die Drehung des Unterarmes mittels der senkrechten Welle erfolgt in den Hülsen F, F_1, F_2 und F_3. Eine Beugung der Hand J im Handgelenk kann mit Hilfe des Getriebes H bis H_3 (Fig. 1 und 2) erfolgen.

Die sehr kräftigen Bandagengurte R_1, R_2, R_3 sind drehbar um die Zapfen S_1, S_2 auf der Vorderseite und S_3 auf der Rückseite des Lederstulps angelenkt, greifen um den Brustkorb und gestatten dem Arbeiter freie Bewegung um das vorhandene natürliche Schultergelenk und die Ausübung großer Kräfte.

Will der Arbeiter in der Werkstatt arbeiten, so nimmt er den eben beschriebenen Unterarm DG zusammen mit der Hand J aus dem Ellbogengelenk M (Fig. 2) heraus und setzt dafür das Armgerät b ein (Fig. 4 und 5). Letzteres besitzt ebenfalls eine Einsatzhülse M, die durch einfaches Einschieben in das Halterohr und Einschnappen des Hakenverschlusses C_1, C_2 festgehalten und durch Einschieben des Querstiftes C gesichert wird. Das Armgerät besteht in einem Sperrrad a als Hauptelement mit nach außen geschobener, quer zum Oberarm liegender Drehachse $a\,a_1$, aus dem Rohr b, der Kupplungsmuffe c, ihren Betätigungsteilen $c_1\,c_2$, $e—e_2$, $d—d_2$ und dem Halter f für die Einsatzstücke. Die Befestigung geschieht im vorliegenden Fall durch Schraubengewinde. Durch Zurückziehen der Sperrkupplung c, die durch Drehen der Muffe d am Handgelenk mittels einer Steuerkurve im Körper d_1 betätigt wird (Fig. 6—8), wird das Rohr b frei und kann mit dem Ansatzstück in eine beliebige Lage von der Senkrechten (Fig. 4, ausgezogene Linie) bis zu einem sehr spitzen Winkel a bzw. a^1 (Fig. 4 gestrichelt) hochgeschwungen und durch die Sperrzähne in ausreichend vielen Lagen festgestellt werden. Beim Zurückziehen des Schiebers c kann dieser mittels des Kurvenverschlusses überhaupt aus den Sperrzähnen ausgerückt und nun ein Freischwingen des Armes b ermöglicht werden, was für bestimmte Arbeitsverrichtungen unerläßlich ist. Das Einschnappen geschieht unter Wirkung der Feder c_2, die auf dem Stift c_1 gehalten wird. Die Muffe d zur Betätigung der Kupplung c ist ans Handgelenk verlegt, damit der Arbeiter möglichst bequem die Lösung und Feststellung bzw. Einstellung des Armes b betätigen kann, da es besonders für beleibte Leute und bei kurzen Stümpfen beschwerlich ist, an die hochliegende Kupplung c heranzukommen; außerdem wird die Gefahr, durch die Sperrzähne geklemmt zu werden, vermieden.

Welche Arbeiten der Kriegsbeschädigte mit diesem Ersatzglied ausführen kann, und mit welchen Erfolgen, darüber gebe ich einige Aeußerungen der Prüfungsstelle auszugsweise wieder und bemerke nur noch, daß selbstverständlich bei dem Patienten eine möglichst ausgiebige Gymnastik des Stumpfes durchgeführt wurde, die so bald wie möglich darin bestand, daß der Mann mit der ersten Behelfsprothese regelmäßig in der Werkstatt selbst arbeitete. Einen guten Begriff von dem Bau der Prothese geben noch die Fig. 9 u. 10.

Die Prüfstelle hat zunächst fünf Forderungen aufgestellt.

Die Bandage hat folgende Forderungen zu erfüllen:

1. Ein auf das Armgerät wirkender Zug muß bei allen Lagen des Stumpfes von der Bandage sicher aufgenommen und auf gesunde Teile des Körpers übertragen werden.

2. Die Druckbeanspruchungen müssen durch geeignete Teile von der Stumpfhülse auf den Stumpf übertragen werden.

3. Die sehr kräftigen Bandagengurte dürfen den Brustkorb nicht einengen.

4. Die Bandage muß dem Arbeiter eine freie Bewegungsmöglichkeit um das vorhandene natürliche Schultergelenk gestatten, und

5. die Ausübung großer Kräfte zulassen.

„Diese fünf Bedingungen sind hier zufriedenstellend erfüllt."

Das Armgerät.

1. a) Das Armgerät kann von der Strecklage bis zur höchsten Beugelage (etwa 170°) gehoben und auf diesem Wege in zehn verschiedenen Winkeln durch Zahnrasten festgehalten werden.

b) 1. Eine Sichelbewegung ist nicht vorgesehen. 2. Die Beugebewegung kann vollständig lose gestellt werden, so daß das Armgerät im Ellbogen schlenkern kann.

c) Beim Arbeitsarm ist eine Pro- und Supination nicht vorhanden, wohl dagegen haben wir sie beim Schmuckarm, bei dem sie durch Kegelzahnradübersetzung beim Vorwärtsbeugen des Stumpfes erfolgt.

2. Konstruktion und Ausführung des Handkugelgelenkes lassen die beabsichtigte Feststellung bei dem geprüften Arme nicht zu.

a) Die verlangte Drehung um 360° um die eigene Längsachse ist möglich.

b) Eine Bewegung um 180° in einer Ebene um eine zur Unterarmlängsachse querliegende Achse ist ausführbar. Eine Verdrehung dieser Ebene in bezug auf die Unterarmachse ist nicht möglich. Jedoch ist eine zweite Bewegung um 90° senkrecht zur ersteren vorgesehen.

3. Das Handgelenk (Kugel) kann abgeschraubt werden, so daß alsdann die Ansatzstücke ohne das Handgelenk in den künstlichen Unterarm eingesetzt werden können.

4. Das Einsetzen der Ansatzstücke in das Handgelenk oder in den Arm geschieht durch Einschrauben mittels 5- bis 6maliger Umdrehung. Die Ansatzstücke sitzen wohl gegen Zug und Druck, sowie



Verdrehung in der Einschraubrichtung, jedoch nicht, wenn eine, der letzteren entgegengesetzte Verdrehung auftritt. Die Normalien konnten nicht berücksichtigt werden.

Fig. 19. Fig. 20.

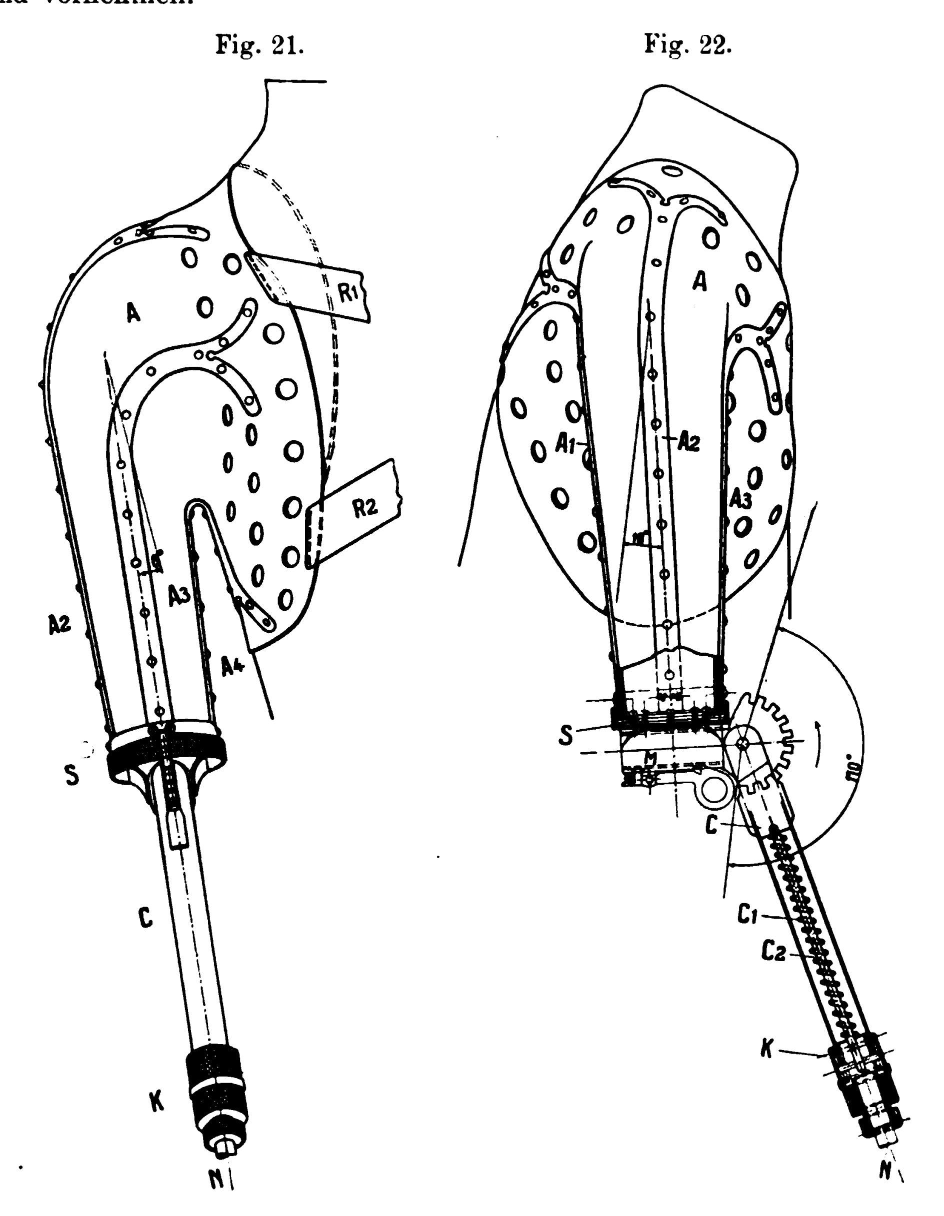
5. Das Material hat Anlaß zur Beanstandung nicht gegeben. An der Ausführung wird bis auf einige kleine Konstruktionsteile nichts bemängelt. Zu schwach erscheint die Blockierung des Arbeitsarmes an der Oberarmhülse, die lediglich durch eine kleine Nase erfolgt. Der



Mangel läßt sich konstruktiv leicht beseitigen. Auch die Querbefestigung durch einen Stift ist verbesserungsbedürftig.

6. Die Instandhaltung kann jeder ungeschulte Arbeiter erlernen und vornehmen.

Fig. 21. Fig. 22.



7. Bedenken gegen die Unfallsicherheit bestehen nicht. Jedoch dürften die scharfen Zähne des Rastenstellers die Dauerhaftigkeit der darüber getragenen Röcke beeinträchtigen.

8. Besondere Merkmale: Abweichend von allen bisherigen Ausführungen liegt die Achse des Unterarmgerätes 50 mm vor der ana-



tomischen Achse des Oberarms. Das Einsetzen von Schlagwerkzeugen quer zur Oberarmachse unmittelbar in die Rohrtülle ist der Sicherheit der Schlagführung besonders beim Hämmern förderlich (Fig. 11).

9. Die Ansatzstücke. „Die Ansatzstücke sind in reichlicher Auswahl vorhanden und für die verschiedenen Berufe gut durchdacht."

10. Die Verwendbarkeit des Ersatzarmes für:

Fig. 23.



Fig. 24.



A. Verrichtungen des täglichen Lebens. Es ist ein Sonntagsarm vorhanden, der Beuge- sowie Supinationsbewegung in zwangläufiger Verbindung mit der ersteren ausführen kann. Nach Angaben des Trägers jedoch wird dieser Arm zu Tätigkeiten nicht benutzt.

Nach Versuchen in der Prüfstelle kann er mit dem Arm ein besonders geformtes Messer halten.

Für das Waschen ist eine Bürste als Ansatzstück hergerichtet, die in den Arbeitsarm gesteckt wird (Fig. 12).

Das Schreiben kann mit einem Ansatzstück, das in die Tülle der Oberarmhülse gesteckt wird, leidlich ausgeführt werden.

Im allgemeinen ist der Arm aber nur ein Notbehelf und für den Gebrauch des täglichen Lebens zu schwer.

B. Die Ausführung landwirtschaftlicher Arbeiten: Bedingung ist ein Armgerät mit sehr kräftigen, sicher feststellbaren, allseitig beweglichen Gelenken und der nötigen Anzahl dem Sonderzwecke angepaßter Ansatzstücke.

Der Arm ermöglicht fast alle landwirtschaftlichen Arbeiten, jedoch ist es für den Gebrauch hindernd, daß das Arbeitsgerät mit besonderen Befestigungsstücken versehen sein muß, so daß der mit dem Arm Arbeitende immer auf seine eigenen Geräte angewiesen ist.

Fig. 25.



Im allgemeinen ist der Arm, wie schon gesagt, für fast alle landwirtschaftlichen Arbeiten brauchbar.

a) Das Graben mit dem Spaten läßt sich bei der Befestigung des Ansatzstückes unten am Spaten ganz einwandsfrei ausführen.

b) Das Schaufeln von lockerem Erdreich kann man gut ausführen.

c) Das Hacken mit der schweren Rodehacke läßt sich gut ausführen. Auch mit der leichten Hacke läßt sich mit dem Arme gut arbeiten.

d) Das Holzspalten ist gut ausführbar.

e) Das Lastentragen ist gut auszuführen.

f) Das Kippen und Fahren eines Schubkarrens ist gut auszuführen.

g) Das Harken und Fegen durch Druck-, Vor- und Rückwärtsbewegung ist gut auszuführen.

h) Das Dungstreuen geht einwandsfrei auszuführen.

i) Das Mähen mit der Sense durch Druck hinten beim Hieb und durch Zug vorne ist gut auszuführen.

k) Das Staken und Nachschieben des Getreides in die Luke ist mit dem Kunstarm nicht auszuführen.

C. Gewerbliche Arbeiten:

1. Durch handwerksmäßig vorgebidete Arbeiter.

a) Für Maschinenschlosser und Mechaniker, sowie alle, die am Schraubstock arbeiten, handelt es sich gewöhnlich um die Anwendung größerer Kräfte, bedingt durch die mit der Hand zu leistenden Arbeit. Starrheit und Einstellbarkeit spielen eine große Rolle bei den wichtigsten Arbeiten: Feilen und Hämmern.

Fig. 26.



Mähen.

Feilen: Da der Arm für einen Schmied entworfen ist, genügt die dadurch ermöglichte Feilarbeit den in diesem Berufe vorkommenden rohen Anforderungen. Zum Feilen genauer Arbeiten ist der Arm nicht zu verwenden und vor allem zu schwer (Fig. 13).

Hämmern: Zum Arbeiten mit dem Hammer wird der Hammer mit seinem Stiel in die Tülle für das Armgerät gesteckt und durch einen Querstift gesichert. Der Schlag erfolgt sehr kräftig und leidlich

Fig. 27.

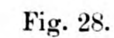


Fig. 28.



Hacken.



Holzspalten.

Fig. 29.



Aufladen.

sicher, aber nur in der Ebene, die durch Hammer und Oberarmachse geht (Fig. 11) Also schräges Hämmern ist nicht möglich[1]).

b) Die im Berufe des Armträgers vorkommenden Tischler- und Stellmacherarbeiten können gut ausgeführt werden (Fig. 14).

Zur Führung eines Hobels dürfte nach den Erfahrungen der Prüfstelle der Arm zu schwer sein.

Hervorzuheben ist, daß Arbeiten mit der Schrotsäge gut ausgeführt werden können (Fig. 15).

Fig. 30.



Karren umkippen.

2. Der Arm ist besonders für einen Schmied entworfen, dessen

[1]) Das Merkblatt Nr. 6 der Prüfstelle für Ersatzglieder urteilt neuerdings über die Hammerbefestigungsart direkt am Oberarmstumpf folgendermaßen: „Das Ellbogengelenk kann auch dadurch ganz ausgeschaltet werden, daß man das Werkzeug, z. B. den Hammer, unmittelbar an der Oberarmbandage befestigt. Dies ist unseres Erachtens für alle schlagenden Werkzeuge besonders empfehlenswert, weil dadurch nachgebende Reibungsgelenke oder starre, dem Bruch ausgesetzte Zahnkuppelungen ganz vermieden werden und das Werkzeug möglichst nahe an den Stumpf herangebracht wird. Die Schlagsicherheit ist zweifellos auf diese Weise am höchsten."

Arbeiten — besonders der Gebrauch des Vorschlaghammers — sich in normaler Weise ausführen lassen (Fig. 16 u. 17). Einige spezielle Ansatzstücke erleichtern verschiedene Tätigkeiten.

3. Den Anforderungen, die an einen angelernten Maschinenarbeiter gestellt werden, genügt der Arm.

Fig. 31.



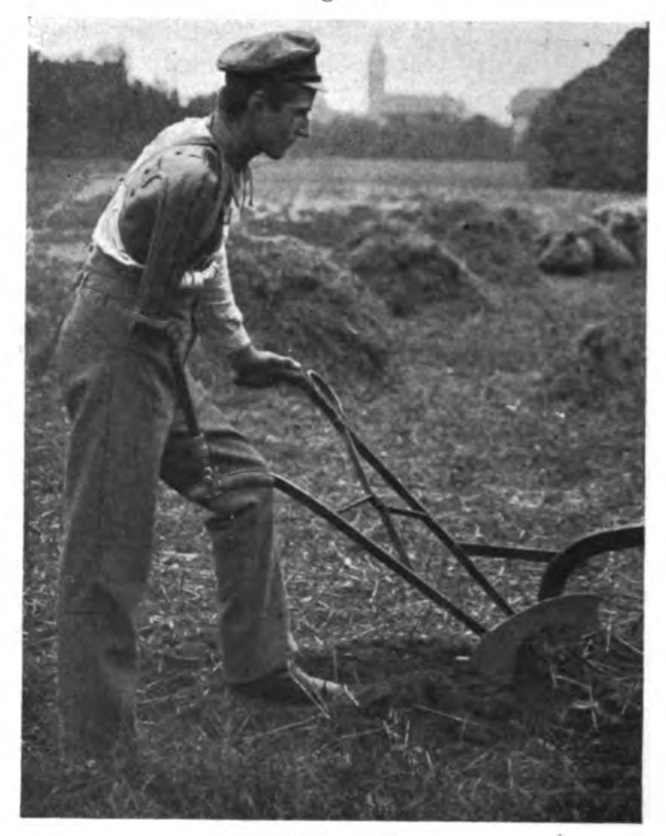
Dreschen.

Eine weitere, schwere Aufgabe wurde mir gestellt, als ich einen aus dem rechten Schultergelenk exartikulierten Landarbeiter (Fig. 18) zur Versorgung mit einer praktischen Prothese zugesandt erhielt. Bei diesem Mann, der ja seinen künstlichen Oberarm nur um wenige Grade durch Schulterbewegungen erheben kann, mußte ich auf die mechanisch willkürliche Beugung und Drehung am Unterarm verzichten, es mußte ihm aber, da doch auch keine, auch noch so geringe selbsttätige Drehung des Oberarms möglich war, eine sogenannte „Sichelbewegung" im Ellbogengelenk eingefügt werden, wie es auch die Prüfstelle zweckentsprechend verlangt.

Die Sichelbewegung geht so vor sich, daß ein breiter Ring an der Ellenbeuge angebracht ist, der mit der gesunden Hand bedient wird. Durch Drehung nach der einen oder anderen Seite wird eine Sperrung im Innern ausgelöst oder beseitigt, so daß also willkürlich der Unterarm — ob Kunst- oder Arbeitsarm — je nach Bedarf nach einwärts oder auswärts gedreht werden kann, in welcher Stellung der Unterarm sich auch befinden möge. Hier wie bei allen anderen technischen Fragen war die Ueberlegung maßgebend, daß aus Betriebssicherheitsgründen möglichst keine vorragenden Teile angebracht waren, und daß auch eine Verstaubung des Getriebes ausgeschlossen wurde. Ferner mußte bei der Konstruktion darauf getrachtet werden, daß die gesunde



Fig. 32.



Pflügen.

Fig. 33.



Schwer beladene Karre Mist fahren.

Hand möglichst leicht an die Stellvorrichtung gelangen kann. So wurde die Verstellungseinrichtung für die Beugung des Unterarms nach dem Handgelenk zu verlegt, wie in der technischen Beschreibung

Fig. 34.



Staken.

dargelegt ist. Die Konstruktion des Armes für den rechtsseitig Exartikulierten zeigen die Fig. 19—22.

Eine weitere wichtige Forderung bestand darin, durch verschiedenartige Ansätze den Arm möglichst vielseitig in Anwendung bringen zu können, wobei natürlich vielfach individuell für die einzelnen Berufe die Ansatzstücke zu wählen sind. Bei dem Schmied, dessen Arm in der Prüfungsstelle begutachtet wurde, hatten wir noch eine

Einrichtung getroffen, welche beanstandet wurde, weil der zu fassende Gegenstand, Holzstab usw. mit einer kleinen Vorrichtung versehen werden mußte, an der der Arbeitsarm sich leicht festhaken ließ. Wir haben inzwischen hier ein anderes Ansatzstück geschaffen, das sich an jedem Holzstiel usw. mit einem Griff sehr leicht anbringen läßt. Es ist konstruiert nach dem Prinzip der Verschlußeinrichtung bei den Patentflaschen. Statt des Gummis, der in diesem Fall zusammengedrückt wird, wird bei uns ein Spiralfederpaar fest um den zu haltenden Gegenstand gespannt; die Spannung erfolgt durch Einlegen eines fest zu stellenden Stabes, welcher in den entsprechenden Ausschnitt eines mit mehreren Sprossen versehenen Eisenbogens gelegt wird. Der eingefügte U-förmig gestaltete Stab ist mit einer Achse verbunden, die durch Drehen eines kleinen Hebels die Spirale in starke Druckspannung bringt; ebenso leicht läßt sich durch Aufwärtsdrehung des Hebels diese Greifeinrichtung lösen. So konnte auf eine weitere Ausführung eines Handgelenks verzichtet werden.

Fig. 35.



Schönheitsarm.

Wie bedeutungsvoll solche technischen Einzelheiten sein können, dessen wird man erst gewahr, wenn man die einzelnen Betriebe während der Tätigkeit beobachtet, bzw. über die Einzelheiten sich Aufklärung verschafft hat. Ich erinnere an die Anforderung, welche beim Zugreifen eines Pfluges gestellt werden: man muß ihn an jeder Seite am Griff heben und auch drücken können, man muß aber auch sofort sich von dem Griff befreien können, wenn die Pferde durchgehen sollten, um nicht mitgeschleift zu werden. Der oben beschriebene Handgriff hat sich uns bei allen landwirtschaftlichen Geräten durchaus bewährt, er ist mit dem Normalansatz versehen, wird in die entsprechende Oeffnung des Unterarms gesteckt, mittels eines Querstiftes in denselben durch Drehung einer Muffe am Unterarm leicht und sicher befestigt.

Ich stehe auf dem Standpunkt, daß es angezeigt ist, bei einer großen Anzahl von Verrichtungen, wie Hämmern, Feilen, Schreiben usw., den Angriffspunkt möglichst nahe an das Stumpfende zu bringen. Ich habe deswegen bei allen denen, welche die oben beschriebene Eisentülle an der Oberarmhülse befestigt erhalten haben, den Hammerstiel direkt zum Einstecken in die Tülle hergerichtet, ebenso den Feilenstiel, welcher, um ausgiebig nach allen Seiten bewegt werden zu können, in seiner Mitte ein einfaches Kugelgelenk aufweist (Fig. 13). Ein Kugelgelenk im Ellbogen- oder Handgelenk ist sicher aus technischen Gründen zu verwerfen; man wird damit nie dauernd ein wirkliches Feststellen des Gelenkes, wie bei vielen Arbeiten notwendig, erreichen können.

Es ist selbstverständlich, daß die Feststellung des Ellbogengelenks in jeder beliebigen Höhe leicht möglich sein muß, wie Fig. 23.

Um ein klares Bild davon zu geben, was der Exartikulierte (Fig. 18) zu leisten vermag, habe ich eine Serie von Abbildungen beigefügt, welche seine Fertigkeiten veranschaulichen (Fig. 24—34). Die Fig. 35 zeigt dann noch, wie er mit seinem Schmuckarm verhältnismäßig wenig auffällt.

Wir haben natürlich die Lehren, die wir aus dem Prüfungsergebnis ziehen konnten, nachher praktisch verwendet und haben neben anderen Verbesserungen (Verzicht auf Handgelenk, Kugelscharnier, Halteansatzstücke u. a.) auch auf größere Leichtigkeit des Ersatzgliedes ohne Beeinträchtigung der Haltbarkeit einen großen Wert gelegt, da wir zuletzt nach dem Prinzip: möglichste Festigkeit bei geringstem Materialverbrauch gearbeitet haben, wie es die Natur uns so meisterhaft bei dem Knochenbau lehrt.

Es wiegen 1. für Amputierte:

die Oberarmhülse . . .	700 g
der Sonntagsunterarm . .	600 „
der Arbeitsarm	550 „

2. für Exartikulierte:

der Oberarm	900 g
der Sonntagsunterarm . .	480 „
der Arbeitsarm	550 „

XXVI.

Von Stöcken, Krücken und vom Wert des Uebungsbeines.

Von

Oberstabsarzt Dr. **Paul Möhring,** Kassel.

Mit 2 Abbildungen.

Auch das Kleine und scheinbar Unbedeutende ist in diesem Kriege nicht gering zu achten, weil es durch Massenhaftigkeit seine Bedeutung zu erlangen vermag und vielfach erlangt.

Eine kleine Ersparnis wird so zur Million, ein geringer Gewinn an Heilungszeit im einzelnen leert uns, zusammengefaßt, ganze Lazarette und schafft frische Regimenter, einige Grade erhöhter Erwerbsfähigkeit vermindern die Rentenlasten um große Summen.

Die Frage der Stöcke, Krücken und Behelfsbeine ist ein solches Gebiet, auf dem wir, mit Geringem im Einzelfalle, viel zu wirken vermögen.

Der Orthopäde, der sozusagen die letzte Hand an den Verwundeten zu legen hat, ehe dieser eine der Verwendungsfähigkeiten wiedererlangt, stellt fest, daß auf diesem Gebiete die Allerweltsamme Gewohnheit uns zu allerlei vermeidbaren Schäden erzogen hat.

Denn Stöcke und Krücken gehören gewohnheitsmäßig zu Verletzten und Krüppelhaften wie dermaleinst das klappernde Schienchen zum rachitischen O-Bein, die Schaukelwiege und der Schnuller zum schreienden Säugling, das straffe Wickelband zum zarten Kindlein, das Korsett zum knospenden Mädchenkörper u. a. m.

Und doch müßten jetzt unsere Lazarette auch von diesen Hilfsmitteln verstaubter Zeit mit dem Besen des Fortschrittes und der kritischen Prüfung gesäubert werden.

Bei aller liebevollen Sorgfalt, den verwundeten Männern die Genesung zu erleichtern, müssen wir doch überall acht geben, ob wir



nicht auch schaden können durch Fürsorge, ob wir nicht Gewohnheiten anerziehen, die dann erst wieder schmerzhaft ausgerottet werden müssen.

„Principiis obsta". Man muß auch hier das Uebel gleich im Keime ersticken.

Man braucht sich nur vor Augen zu halten, wie ungern sich schon ein Gesunder vom gewohnheitsmäßig getragenen Gehstock trennt, um zu ermessen, wie schwer der Verletzte seine treue Stütze wieder hergibt. Mit Erbitterung wird der Kampf oft genug bis zur Verbitterung geführt um solcher einfachen Sache willen, und doch ist der entscheidende Umschwung zur Leistungsfähigkeit oft erst mit dem Weglassen des Stockes eingetreten.

Diese Gewohnheit wurzelt physiologisch tiefer, als man gemeinhin annimmt. Wir haben hier Umwandlungen im Gleichgewichtszentrum vor uns. Es wäre sonst lächerlich, daß viele den Stock nicht entbehren zu können vorgeben und doch, wie man sieht, ihn gar nicht mehr als Stütze gebrauchen. Sie schlendern nur mit ihm einher.

Also der Stock sollte nicht mehr gewohnheitsmäßig und selbstverständlich jedem in die Hand gedrückt werden; vielmehr müssen wir uns bewußt bleiben, daß es sehr oft ohne ihn geht, gleich von den ersten Uebungsschritten an. Wir müssen den Stock für wert erachten, über bewilligen oder versagen nachzudenken.

Wenn er aber bewilligt ist, so ist alsbald der zweiten, immer noch fast durchweg verbreiteten falschen Gewohnheit entgegenzutreten, nämlich den Stock auf der verletzten Seite zu tragen. Der Stock gehört auf die gesunde Seite; nur so wird das zu schonende Bein zu gleicher Zeit entlastet und geübt.

Noch verhängnisvoller sind die Krücken. Auch diese sind ja schon durch höhere Anordnungen eingeschränkt; aber sie sind immer noch viel mehr als nötig im Gebrauch unter der Macht althergebrachter Selbstverständlichkeit.

Von der Krückenlähmung will ich nicht reden. Sie ist eine Gefahr, aber doch nicht allzu häufig und bekannt genug.

Das Bedenkliche ist auch hier wieder die physiologische Wirkung der Krücke. Der Krückengebrauch verlagert den Schwerpunkt völlig und verändert damit das Gleichgewichtsgefühl von Grund auf. Um dieses Gleichgewichtsgefühl ist es ein merkwürdigeres Ding, als man gemeinhin annimmt.

Der gesunde Mensch befindet sich natürlicherweise im labilen Gleichgewicht um seinen Stützpunkt auf dem Boden, aber dabei doch so sicher, daß es auffallen muß. Ein feines Muskelspiel mit dem angewohnten Gleichgewichtssinn hält uns wunderbar aufrecht. Die Krücke aber verwandelt den Menschen in ein Pendel, dessen Schwerpunkt tief unter der Aufhängung liegt. Damit wird das Gleichgewichtsgefühl völlig umgewandelt. Merkwürdig schnell stellt sich das Gleichgewichtsorgan auf solche Veränderung ein.

Das Radfahren z. B. ist auch eine solche Einstellung des Gleichgewichtszentrums. Jeder Radfahrer wird sich erinnern, wie nach den ersten Versuchen, während der man verzweifelt und voll neidischer Bewunderung den geübten Radfahrer so sicher fahren sieht, fast mit einem Schlage die Sicherheit da ist, und wie man nunmehr nicht mehr begreift, daß man das nicht gleich gekonnt hat.

Erklärung: das Gleichgewichtsorgan hat sich eingestellt.

Und nun kommt das Merkwürdige, das wir uns für unsere Frage einprägen müssen: die Einstellung ist dauernd. Jahrelange Pausen lassen es nicht wieder verloren gehen.

Ferner ist folgendes beobachtet worden: Wenn man einem Radfahrer einseitig, etwa an einer Lenkstange, ein Gewicht anbringt, so schwankt das Rad zunächst nach dieser Seite. Nach einigen hundert Metern hat der Fahrer aber sein Zentrum und sein Muskelgefühl eingestellt und fährt nun sicher. Nach erreichtem Ziel verweilt der Radler einige Stunden und fährt ohne einseitige Belastung wieder von dannen. Jetzt schwankt er sehr auffallenderweise eine Zeitlang nach der entgegengesetzten Seite, bis sich sein Gleichgewichtszentrum wieder zurechtgerückt hat. Die Umwandlung der Organes war also für Stunden bestehen geblieben, schon nach kurzer Einwirkung.

Etwas ähnliches ist auch das Gefühl des Vornüberfallens nach Ablegen eines schweren Rucksackes, das bei gewohnheitsmäßigem Tragen ebenfalls verschwindet.

Und nun stelle man sich die Wirkung der Krücken nach monatelangem Gebrauch auf das sicher besonders empfindliche Nervensystem des Verwundeten vor. Ohne Frage ist dem Mann, dem wir die gewohnten Krücken entziehen wollen, zumute wie einem Menschen. der am steilen Hang oder auf einem Turm am Geländer steht, und dem dies plötzlich entzogen wird. Das verzweifelte „Ich kann nicht“ entspringt sicherlich einem dem Schwindel ähnlichen Gefühl, den bekanntlich mancher niemals überwindet.



Die Gewöhnung ist rasch da, die Abgewöhnung ist sehr schwer.

Zu diesem allgemeinen Schaden kommt bei der Krücke noch ein Nachteil örtlicher Art. Im allgemeinen stellt man sich vor, daß die Krücken dazu dienen, den Verletzten auf das oder die Beine zu bringen. Dazu gehört aber vor allem die Wiedergewinnung der Belastungsfähigkeit, d. h. die geschwächten Knochen und die anderen Gewebe müssen sich wieder anbilden. Das geschieht aber nur im Verhältnis zu der erfolgenden Belastung.

Viele Krückenträger belasten aber nicht. Sie hängen ihr Bein in die Luft, besonders wenn zwei Krücken benutzt werden oder eine auf der kranken Seite, und so schwindet Kalk und Muskelfaser eher, statt sich auszubilden. Schließlich kann der Mann wirklich nicht mehr belasten.

Jetzt muß die Willenskraft des nachbehandelnden Arztes mühsam wieder schaffen, was man hätte erhalten können.

Nun die Nutzanwendung für die Beinamputierten.

Gerade auch für diese ist die Ausschaltung der Krücke anzustreben, und zwar aus beiden Gründen:

1. um zum richtigen Gleichgewicht und Muskelgefühl zu erziehen und

2. um die Belastungsfähigkeit wieder entstehen zu lassen, sei es nun, daß das Stumpfende oder das Becken tragen soll.

Die richtige Erziehung von Grund auf vermag geradezu wieder eine Empfindung in dem künstlichen Bein zu erwecken, was in überraschender Weise jetzt auch bei den Sauerbruch-Stümpfen und -Prothesen beobachtet wird.

Durch Uebung können die in Frage kommenden Muskeln — und das sind nicht nur die Stumpfmuskeln, sondern auch die ganze Becken- und Rumpfmuskulatur — eine erstaunliche Sicherheit in der Beherrschung der Prothese erlangen durch richtige Einstellung des Körperschwerpunktes. Dazu gehört aber auch ein unverdorbenes Gleichgewichtsgefühl.

Dann stellt sich ein, ich möchte es ein „Beingefühl" nennen, ein, mit dem die Prothese beherrscht wird fast wie ein lebendes Bein.

Die eigentlichen Schwierigkeiten machen die Oberschenkelamputierten. Die Gehfähigkeit der Unterschenkelamputierten ist meist so gut, daß ihre Leistung oft kaum beeinträchtigt ist. Die Schwierigkeit liegt im Beherrschen des künstlichen Kniegelenks.

Die Frage des Kniegelenks hat eine lehrreiche Entwicklung in

diesem Kriege durchgemacht. Ursprünglich haben wir alle ein Kniegelenk angestrebt, das sich womöglich in jeder Winkelstellung sicher feststellen sollte und, beim Heben des Beines sich selbsttätig auslösend, ein natürliches Gehen mit beweglichem Knie gestatten sollte. Mit viel Scharfsinn und regem Erfindergeist ist ja auch manche gute Bauart gefunden worden.

Aber die lebendige Erfahrung hat uns eine verblüffend einfache Lösung gebracht: daß es nämlich ohne Feststellung sehr gut geht, ja daß der Gang so am allernatürlichsten wird. Wenn das Gelenk so gebaut ist, daß es bei senkrechter Belastung statisch feststeht, was wir bekanntlich durch Rückwärtsverlegung der Achse und leichte Ueberstreckung erreichen, so kann der Amputierte es so sicher beherrschen lernen, daß auf die Feststellung verzichtet wird.

Hier setzt nun aber mein Grundsatz wieder ein: der Amputierte muß gleich vom ersten Tage an zur rechten Gewohnheit erzogen werden, d. h. ohne Krücke und mit freibeweglichem Kniegelenk zu gehen, und das Umlernen muß ihm erspart werden. Von v o r n h e r e i n ist es sicher und leicht zu erlernen; das U m l e r n e n gelingt in vollkommener Weise vielen n i e m a l s mehr vollkommen.

Solange der Oberschenkelamputierte noch nicht von Stock und Kniefeststellung frei ist, hat er die Höhe der Leistungsfähigkeit nicht erklommen, zu der wir ihn führen können.

Die gut Vorgewöhnten übertreffen ihre anders erzogenen Leidensgefährten in überraschender Weise.

Darum ist als Ziel aufzustellen, daß j e d e r A m p u t i e r t e s o b a l d a l s m ö g l i c h m i t e i n e m U e b u n g s b e i n v e r s e h e n w i r d.

Auf die zeitige und allgemeine Anwendung solcher Uebungsbeine ist also gemäß meinen Ausführungen großes Gewicht zu legen. Viele Wege sind bei der Art der Beine gangbar.

Hier entsteht aber in den Lazaretten eine gewisse Schwierigkeit. Geldkosten in nennenswerter Höhe dürfen nicht erwachsen; auch müssen die Uebungsbeine leicht und rasch zu beschaffen sein, am besten nicht erst in den Prothesenlazaretten, sondern dort, wo der Stumpf behandelt wurde, und wo die ersten Schritte wieder unternommen werden.

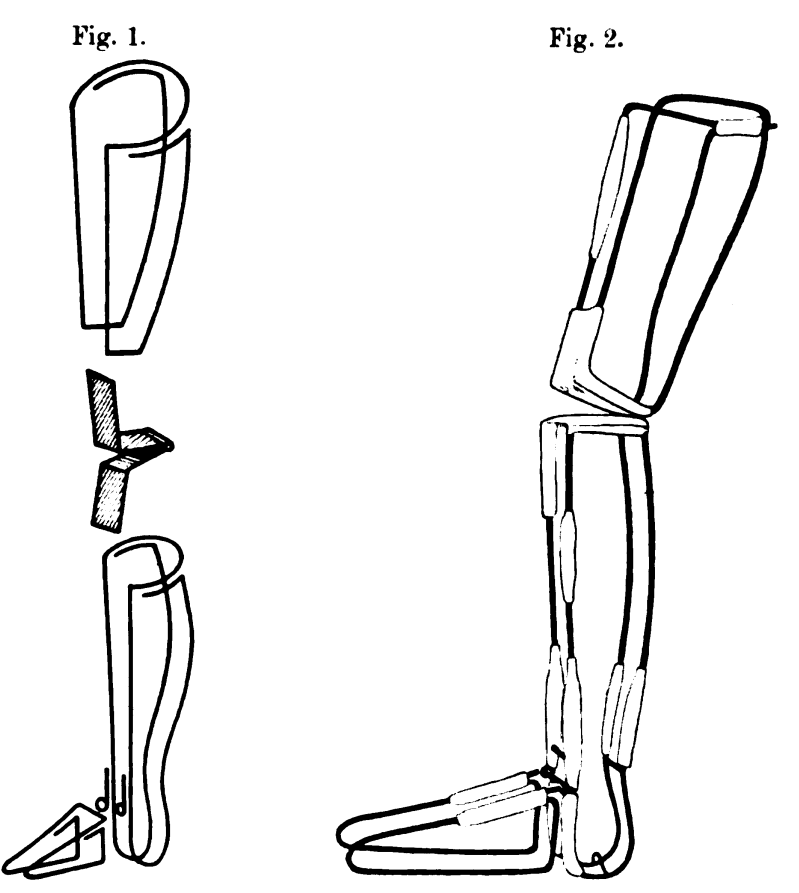
Deshalb empfiehlt es sich, mit einfachen Mitteln Behelfsglieder herzustellen, die sich leicht anpassen lassen, rein individuell sind und ohne Verluste den Trägern mitgegeben werden können.

Ein Beispiel eines den oben genannten Anforderungen entsprechenden Beines möchte ich bekannt geben. Es besteht aus



Draht und Steifgaze mit einem Kniegelenk aus Eisenblech. Die Bauart mögen die Figuren zeigen. Erläuternd sei nur hinzugefügt, daß nach wenigen Versuchen jeder Arzt, eine leidlich geschickte Schwester oder auch ein Mitpatient in der Lage ist, dieses Behelfsbein herzustellen. Das Kniegelenk kann in der Lazarettwerkstätte oder bei einem Schlosser angefertigt werden, alles andere ist Lazarettbehelfsarbeit.

Fig. 1. Fig. 2.



Vorzüge sind: Leichtigkeit, Haltbarkeit, gute Beinform, geringe Kosten.

Die Leichtigkeit ermöglicht eine unschwierige Befestigung am Stumpf. Vielfach genügt es, die Stumpfhülle so eng zu machen, daß sie etwas angezwängt werden muß. Man kann sich auch mit der Schnürfurche helfen oder einem als Schultergurt benutzten Bindenstreifen.

Die Stumpfhülse wird hergestellt, indem der Stumpf mit einer dünnen Polsterung versehen wird. Dann 3—4 Lagen Steifgaze, darauf der Drahtkorb und wieder einige Steifgazeschichten. Halb getrocknet abziehen und hart trocknen lassen.

XXVII.

Von tragfähigen Beinstümpfen und Beinprothesen.

Von

Dr. **Ferd. Bähr,** Hannover.

„Wir müssen ja alle früheren Berichte und Statistiken über Tragfähigkeit, soweit wir daraus bindende Schlüsse ziehen wollen, mit erheblichem Mißtrauen betrachten, denn das Ei des Kolumbus, daß ein Stumpf zur Tragfähigkeit erzogen werden kann, war noch nicht gefunden, wenn man auch wußte, daß er sie durch Nichtgebrauch verlieren kann. Ja selbst der Begriff der Tragfähigkeit muß erst auf seine Identität der Stumpffläche mit dem Körpergewicht geprüft und in seine Uebergänge zu indirekter Entlastung in der Prothese zerlegt werden" (Petersen).

Was mein Material angeht, so handelt es sich um gelegentlich gemachte Notizen — es umfaßt nicht alle meine Beobachtungen — und wenn die Zahl nur 140 beträgt, so glaube ich nach meinen allgemeinen Erfahrungen nicht, daß durch eine Vermehrung das Endresultat wesentlich beeinflußt wird, zumal da dasselbe nicht abweicht von dem, was ich im Frieden gesehen habe. Es handelt sich um 71 Oberschenkelamputationen, 59 Unterschenkelamputationen, 1 Absetzung im Kniegelenk, 4 Amputationen nach Gritti, 5 nach Pirogoff. Von den 71 Oberschenkelamputationen sind tragfähig 18, teilweise tragfähig, d. h. mit gleichzeitiger Belastung am Sitzbeinhöcker 6, nicht tragfähig 47. Von den Unterschenkelstümpfen sind tragfähig 14, teilweise tragfähig 3, nicht tragfähig 42. Von den Grittistümpfen ist einer nicht tragfähig, von den nach Pirogoff ebenfalls einer, obwohl der Stumpf sich in tadelloser Verfassung befindet. Der im Knie exartikulierte Stumpf ist tragfähig.

Rechnen wir bei den Oberschenkelstümpfen die teilweise tragfähigen zu den tragfähigen, so bleiben als tragfähige Stümpfe über-



haupt 34 %, in gleicher Weise beim Unterschenkel 29 %, d. h. rund ein Drittel. Schon Dollinger hat vor $1^1/_2$ Jahren auf das schlechte Ergebnis bezüglich der Tragfähigkeit der Stümpfe hingewiesen. Ich glaube auch, das Ergebnis dieser kleinen Statistik wird diese Erfahrung bestätigen. Zeitlich handelt es sich um Amputationen, die sich über die Zeit des Krieges verteilen, also auch um Stümpfe, bei denen man heute mit einem gewissen Abschluß rechnen kann. Auf Grund meiner sonstigen Erfahrungen muß ich annehmen, daß sich das Verhältnis der tragfähigen zu den nicht tragfähigen Stümpfen mit der Zeit eher verschlechtern wird, denn ich habe so manchen Stumpf gesehen, der tragfähig aus der Behandlung entlassen wurde und bei einer Wiedervorstellung zu einem nicht tragfähigen geworden war. Ich kenne Stümpfe, die sozusagen zwischen Tür und Angel insuffizient geworden sind. Da steht z. B. in dem militärärztlichen Attest, daß der Mann mit tragfähigem Stumpf entlassen wird, und ich höre von ihm, daß er schon vor seiner Entlassung das Polster, welches ihm in die Hülse gelegt wurde, um den Stumpf an den Druck zu gewöhnen, entfernt hat, weil er den Druck nicht vertragen konnte.

Man hat mir in einem Lazarett versichert, daß die Leute mit schlechten Stümpfen nicht entlassen würden, wenn der Stumpf nicht tragfähig sei, um sie zu einer Nachoperation zu veranlassen. Es sind aus diesem Lazarett wiederholt nachher Leute durch meine Hand gegangen, und ich kann nicht finden, daß die Zahl der tragfähigen Stümpfe erheblich größer war, als bei den übrigen.

In einer kleinen Arbeit schreiben Kölliker und Rosenfeld (Zentralbl. f. Chir. 1916, Nr. 42); „Der Gedanke der Notwendigkeit eines stützfähigen Stumpfes ist gegeben in der nur zu häufig mangelhaften Konstruktion des Ersatzgliedes.

Eine gut gebaute Prothese soll das verbliebene Endstück des Gliedes so fassen, daß die dem Gliedabschnitt überliegenden Muskeln den Stumpf mit dem Ersatzglied gut und ausgiebig bewegen können, ohne das ein Mißverhältnis zwischen dem Kunstbein und der bewegenden Muskulatur eintritt. Dies geschieht, wenn die den Stumpf fassende Hülse den Rest des Gliedes so umfaßt, daß sie wie eine Außenhaut anliegt. Die Möglichkeit eines derartigen Anliegens ist gewährleistet durch sorgfältige Herstellung des Gipsmodells.

Eine derartige Anpassung bewirkt die gleichheitliche Verteilung der Last des Körpers auf den ganzen Stumpf. Unter dieser Voraussetzung ist ein stützfähiges Stumpfende überhaupt nicht notwendig,



man kann dabei auch sowohl auf den Sitzbeinknorren als auf den Schienbeinkopf und sogar auf den Grittistumpf verzichten."

Das kann man von einer Durchschnittsprothese nicht verlangen. In der ersten Zeit, auch oft Monate nach der Amputation müßte man die Hülse in kurzen Zeiträumen abändern oder eigentlich neu nach Gipsabguß anfertigen bei den Veränderungen, die der Stumpf erleidet. Und es erscheint mir doch sehr fraglich, ob diese Forderung das Ideal darstellt; denn man hat oft sehen können, wie die in Form von Gipsstelzen gut angepaßten Prothesen, eine auf der Höhe liegende Stumpfnarbe auseinanderzerren. Auch möchte ich wissen, wie man diese Forderung praktisch erfüllen soll bei einem meiner Fälle, der in wenig Wochen Schwankungen des Körpergewichts bis zu 30 Pfund durchgemacht hat. Schwankungen des Körpergewichts sind ja überhaupt bei den vorliegenden Verhältnissen keine Seltenheit. Die Tragfähigkeit des Stumpfes hängt, wie bei so vielen unserer Erfolge, in erster Linie von der Energie der Amputierten ab. Die Individualität spielt eine hervorragende Rolle. Ich erinnere mich an einen Unterschenkelamputierten, der mit einer vorgebundenen Konservenbüchse die Tragfähigkeit so energisch zu fördern suchte, daß Haut- und später auch kleine Knochennekrosen auftraten. Das Ende war ein nicht tragfähiger Stumpf. Wir sehen so oft, daß der einzelne mit seiner Prothese nach seinem eigenen Schema zurecht kommt. Wie groß ist doch der Unterschied zwischen einzelnen Prothesenträgern im Erlernen des Gehens. Und welch klassisches Beispiel haben wir an Riedel, der die Prothese absolut auf die Adduktoren stützen wollte, ein gründlicher Irrtum, den man von einem derartig erfahrenen Prothesenträger kaum hätte erwarten dürfen. Ich kann das noch durch ein schlagenderes Beispiel unterstützen. Ein vielbeschäftigter Bandagist hatte einen amputierten Werkmeister, derselbe wollte alle Prothesen schließlich nach seiner persönlichen Beobachtung bauen. Die Folge davon war, daß er die Prothesen meist verbaute. Und wie mannigfaltig sind die individuellen Klagen unserer Prothesenträger. Eine Dame aus meiner Klientel mit schwerer Arthitis des Kniegelenks konnte nach allerhand sonstigen Versuchen auch Hessing nicht befriedigen, weil ihre zarte Haut den Druck am Sitzbeinhöcker nicht vertragen konnte.

Man könnte ja auf den Gedanken kommen, daß viele Stümpfe nicht tragfähig sind, weil so oft die glatte Wundheilung fehlt. Das ist aber der Grund nicht, denn er würde für alle die Stümpfe, die zunächst tragfähig waren, später insuffizient wurden, nicht geltend gemacht



werden können. Auch widerspricht dem folgendes: Die Franzosen, die sicher am Anfang wenigstens nicht sehr konservativ vorgegangen sind und infolgedessen unverhältnismäßig hohe Amputationen mit glatter Wundheilung gemacht haben, haben uns Stümpfe geliefert die sich durch ihre phantastischen Auftreibungen an den Rändern, besonders den Seiten des Stumpfes auszeichneten. Das mag allerdings in der Technik begründet sein. Aber die Frage der Tragfähigkeit ist dadurch in keiner Weise anders gestaltet worden.

Und wir dürfen nicht vergessen, daß wir, was die Toleranz der Stümpfe angeht, zwei sehr günstige Jahre hinter uns haben. Beide Sommer waren ungewöhnlich kühl. Es ist mir erinnerlich, daß eine kurze heißere Periode des letzten Sommers sich für die Stumpfekzeme sehr unliebsam bemerkbar gemacht hat. Diese sind aber so oft die Ursache, daß ein bisher tragfähiger Stumpf die Tragfähigkeit verliert.

Bezüglich der Behandlung bin ich grundsätzlich gegen die forcierte Wickelung zur Zurückbildung des Stumpfes. Selbstverständlich werden die Stümpfe massiert und in der üblichen Weise behandelt. Es ist mir aber ganz unverständlich, wie man auf der einen Seite der Reduktion des Stumpfes durch solche Zwangsmaßregeln das Wort redet, auf der anderen Seite Stumpfgymnastik treibt, um die Muskulatur zu erhalten. Zu letzterem Programm gehört ja auch die Forderung einer idealen Operation dahingehend, Muskeln und Sehnen über dem Knochen zu vereinigen. Man kann da nur fragen, was hat die gewaltsame Rückbildung z. B. der Adduktoren bei den Oberschenkelstümpfen unter dieser Voraussetzung für widersinnige Konsequenzen.

Sollen wir nun nach diesen Erfahrungen auf die Tragfähigkeit, die direkte Belastung des Stumpfes, wie dies meines Wissens von einer Seite schon geschehen ist, mit dem Hinweis auf die Entlastung am Tuber verzichten? Nein und abermals nein! Wir sollen alles daran setzen, einen tragfähigen Stumpf zu erzielen. Wer die unverhältnismäßig bessere Gehfähigkeit der tragfähigen Stümpfe kennengelernt hat, wird mir ohne weiteres beipflichten. Es macht uns ja auch von der nach Kölliker und Rosenfeld oben geschilderten idealen Anpassung der Hülse an den Stumpf unabhängig. Dagegen bin ich der Meinung, wir sollen knochenopfernde Operationen, um einen tragfähigen Stumpf zu erhalten, möglichst einschränken, denn nur mit einem spärlichen Prozentsatz werden wir dies Ziel auf Kosten der Länge des Hebelarmes erreichen. Deshalb sind Nachamputationen im allgemeinen nur da anzuraten, wo sie zur Deckung des Stumpfes



unbedingt erforderlich sind. Meines Erachtens werden stellenweise noch viel zu viel Nachamputationen gemacht, was mitunter gleichbedeutend ist mit der Verlängerung des Heilverfahrens. Für die Heranholung der Haut zur Deckung des Stumpfes haben sich uns die mit Mastix festgeklebten Trikotschläuche ganz hervorragend bewährt. Aus 15 cm Entfernung ist es gelungen, die retrahierten Weichteile herunterzuholen. Auch Amputationen osteoplastischer Art im Schaft können meistens unterbleiben, die Aussichten auf glatte Heilung sind bei den oft unreinen Wundverhältnissen keine besonders günstigen, wenigstens nach dem, was ich davon gesehen habe.

Ueberhaupt möchte ich für Amputationen den Grundsatz aufstellen, sie in der einfachsten Weise auszuführen, weil damit die besten Aussichten auf glatte Wundheilung gegeben sind. Die technisch möglichst einfache Absetzung, allerdings unter Bevorzugung der Lappenbildung, hat den weiteren Vorteil, daß sie auch leichter von Ungeübten ausgeführt werden kann, und wir haben an der Front nicht immer Aerzte, welche die Amputationstechnik in einwandfreier Weise beherrschen.

Was noch einzelne Stümpfe angeht, so möchte ich bemerken, daß ich gelungene Grittistümpfe gesehen habe, die nicht tragfähig waren, und mißlungene mit abgeglittener Kniescheibe, die tragfähig waren. Ich habe auch Unterschenkelstümpfe gesehen, deren Tragfähigkeit von vornherein nicht ausgenutzt worden war. Unterschenkelstümpfe mit bis 2 cm vorstehendem Wadenbein waren tragfähig, eine Illustration zu dem oben Gesagten. Wir haben vorstehende Wadenbeine reseziert, allerdings ohne immer nachher einen tragfähigen Stumpf zu erhalten.

Die Unterschenkelstümpfe, bei welchen man im Stolz auf die Tragfähigkeit des Stumpfes mit einer kurzen Bandage über dem Kniegelenk zum Festhalten der Prothese auszukommen suchte, sind nicht so selten. Und wie wird diese Bandage oft im Laufe der Monate breiter, um schließlich am Tuber zu landen! Der umgekehrte Weg wäre eigentlich der richtigere und zweckmäßigere. Aehnliche Erfahrungen muß man bisweilen bei den Unterschenkelstümpfen mit Knielauf machen. Auch unter ihnen, die nach früheren Erfahrungen für den Gebrauch der Prothese so günstig lagen, ist so mancher, der nach wenigen Monaten am Tuber entlastet werden muß. Fast könnte man manchmal auf den Gedanken kommen, daß die Fortschritte im Prothesenbau direkt verwöhnend auf die Leute wirkten.



Für die Amputation nach Chopart habe ich nicht viel übrig. Sie ist ein Zugeständnis an die Not der Verhältnisse. Wo angängig, sollte sie durch den Pirogoff ersetzt werden. Es gibt noch Aerzte, welche anscheinend den frommen Glauben haben, sie würden mit Chopart die Beweglichkeit des Fußes günstiger gestalten. Am besten für die Funktion ist der in guter Stellung zusammengetretene Fußwurzelrest, der in fester Verbindung mit dem Unterschenkel steht. Das drohende Renversement, die Flexions- und Adduktionskontraktur ist eine unangenehme Beigabe der Chopartschen Stümpfe. Mancher Chopart hat so wiederholt die Tenotomie der Achillessehne erfordert, ohne einen dauernden Nutzen zu stiften. Manchmal kommt es auch vor, daß die Tenotomie abgelehnt wird und dann ergeben sich für die Konstruktion der Prothese erhebliche Schwierigkeiten. Die bewegliche Fußwurzel ist außerordentlich schwer zu fassen, doppelt schwer, wenn, wie so oft, die ganze Stumpfhöhe von einer Narbe bedeckt ist. Ich möchte mich, von ganz unzweckmäßigen Vorrichtungen beim Chopart, wie z. B. dem Stiefel mit verlängertem Schaft und ausgestopftem Vorderfuß, hier gegen einen wiederholt gesehenen Stützapparat aussprechen. Es ist dies der Schienenstiefel, wie wir ihn bei Peroneuslähmung anwenden, in welchem der Vorderfuß ausgefüllt wird. Er soll dem Anschein nach die Beweglichkeit im Sprunggelenk erhalten. Auch der hat keinen Wert, da der Stumpf doch schließlich zu seiner unausbleiblichen Gestalt kommt, diese keineswegs günstig, die ohne Nutzen erhaltene Beweglichkeit aber eher von Nachteil ist. Wir pflegen den Chopartschen Stumpf grundsätzlich in einem Schienenhülsenapparat mit einer über dem Stumpf gearbeiteten Kappe festzulegen.

XXVIII.

Aus der orthopädischen Heilanstalt des Sanitätsrats Dr. A. Schanz in Dresden.

Die Abrollung des natürlichen und des künstlichen Fußes.

Von Dr. **A. Schanz.**

Mit 14 Abbildungen.

Der menschliche Fuß wird beim Gehen „abgerollt“.

Der im Schritt nach vorn gebrachte Fuß wird mit der Ferse auf den Fußboden aufgesetzt. Es legt sich danach, während die Körperlast auf den vorgesetzten Fuß übertragen wird, der Vorderfuß auf die Bodenfläche, so daß die ganze Sohlenfläche unter Belastungsdruck auf dem Fußboden ruht. Es löst sich in der Weiterbewegung, während das Schwergewicht des Körpers über den Fuß nach vorn wandert, zuerst die Ferse und dann der Vorderfuß vom Boden. So wird der Fuß frei und kann zu einem zweiten Schritt wieder vorgeschwungen werden.

Diese Bewegungen des Fußes erfolgen in einer gleichmäßigen runden Rollung. Wir sagen deshalb: „der Fuß rollt sich ab!“

Die Bedeutung dieser Abrollung des Fußes für den Gang des Menschen kann man sich durch ein einfaches Experiment klar machen. Hebt man die Fußspitze vom Boden und tritt dann nur mit der Ferse auf, so wird der Gang stampfend und schwerfällig. Die Stöße des Zweitaktmotores unserer Gehmaschine hören wir auf einmal laut, und wir fühlen sie durch den ganzen Körper. Schalten wir den Fuß wieder ein, so verschwinden Geräusch und Stoß.

Die Abrollbewegung des Fußes rundet also die Spitzen der Bewegungskurve des Zweitaktmotores unserer Gehmaschine ab.

Eine zweite Leistung ist nicht so schnell verständlich gemacht.

Gehen wir eine längere Strecke in der beschriebenen Weise — also mit angehobener Fußspitze auf den Fersen — so haben wir die Empfindung, daß diese Art Gang sehr anstrengend ist. Man wird die Anstrengung zunächst auf die Muskelarbeit beziehen, welche zur Erhebung der Fußspitze geleistet werden muß. Gewiß wird hier eine gewisse Menge von Muskelarbeit nutzlos verbraucht. Die Erklärung, warum der Gang bei Ausschaltung der Rollung des Fußes so viel anstrengender wird, erhält man aber erst, wenn man die Schritte zählt, die man für Zurücklegung der gleichen Strecke mit der einen und mit der anderen Gangart braucht.

Ein Flur meines Hauses ist 10,30 m lang. Diesen durchschreite ich in der gewöhnlich im Hause eingehaltenen Gangart mit 15 Schritten. Schalte ich die Rollbewegung der Füße aus, so brauche ich reichlich 20 Schritte. *Der Ertrag des einzelnen Schrittes vermindert sich also fast um ein Drittel.* Die Ursache dafür kann, da die Beinlänge und der Schrittwinkel — darauf ist natürlich besonders zu achten — nicht verringert wurden, nur die Ausschaltung des sich abrollenden Fußes sein.

Wir sind gewöhnt, als Maß eines Schrittes die Strecke zu messen, welche zwischen *dem* Punkt liegt, wo der Hinterrand der Ferse den Boden verläßt, und dem Punkt, wo der Hinterrand der Ferse wieder zur Berührung mit dem Boden kommt. Das ist falsch. Wir müssen zu dieser Strecke noch die Länge der Rollfläche des Fußes hinzunehmen. Diese Strecke ist überraschend groß, fast ein Drittel des Schrittmaßes.

Macht man sich das klar, so versteht man, warum unser Gang bei Ausschaltung des Fußes so anstrengend wird: Unsere Beine müssen zur Zurücklegung derselben Strecke um ein Drittel mehr Arbeit leisten.

Die Steigerung des Ausmaßes unseres Schrittes ist der zweite *wichtige Nutzeffekt der Abrollung unseres Fußes.*

Daß man beim Bau *künstlicher Beine* sich das Ziel setzen muß, Ersatz für derartig wichtige Leistungen des verloren gegangenen Fußes zu erhalten, braucht nicht bewiesen zu werden. Man braucht nur einen doppelseitig Amputierten auf Stelzfüßen gehen zu hören und sehen, um zu erkennen, daß das Ausgeführte nicht nur Theorie ist. Man hört die harten Stöße des Ganges, man sieht die Erschütterungen durch den Körper laufen, und man sieht, wie wenig der Gang des Mannes trotz sichtlicher Anstrengung fördert.

Das Bestreben, einen gut abrollenden Kunstfuß zu erhalten, ist

denn auch sehr alt. Zahlreiche Konstruktionen sind ausgeführt und ausprobiert worden.

Was sich in die Praxis eingeführt und darin erhalten hat, läßt sich in zwei Typen zusammenfassen: 1. Typ: Fuß mit federnder Beweglichkeit an Stelle des Knöchelgelenks. 2. Typ: Fuß mit federnder Beweglichkeit in der Gegend der Fußwurzel. Die beiden Skizzen (Fig. 1 u. 2) stellen diese Typen dar.

Wenn man ein Kunstbein mit diesen Fußkonstruktionen bei Ausführung eines Schrittes beobachtet, so sieht man, daß beim Auftritt zuerst die Ferse Boden gewinnt, daß sich bei Uebertragung der Körperlast auf den Fuß dessen ganze Sohle auf die Bodenfläche legt, und daß beim Wiederabheben zuletzt die Fußspitze den Boden verläßt.

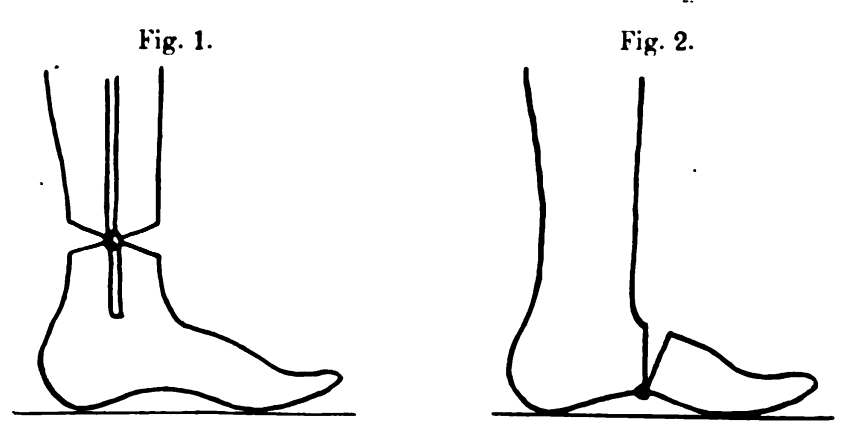


Fig. 1. Fig. 2.

Ist das aber nun eine richtige Abrollbewegung? Schauen wir uns die Abrollung des natürlichen Fußes genauer an.

Wenn wir mit der Ferse unseres im Schritt vorgesetzten Fußes Boden gewinnen, so machen wir das Knöchelgelenk durch eine Kontraktion der Dorsalflexoren des Fußes stehfest. Unter gleichmäßiger Lösung dieser Kontraktion senkt sich die Fußspitze so lange, bis der Vorderfuß Boden gewinnt. In diesem Augenblick tritt an Stelle der Arbeit der Dorsalflexoren eine Arbeit der Plantarflexoren, die die Ferse vom Boden abhebt. Es tritt eine Plantarflexion des Fußes ein. Durch diese wird die Körperlast, während sie weiter über den Fuß nach vorn wandert, auf die Köpfchen der Mittelfußknochen gehoben. Diese Köpfchen stehen in der Mantelfläche eines Zylinders (siehe A. Schanz, Ueber die vorderen Stützpunkte des Fußgewölbes, Verhandlungen der deutschen orthop. Gesellsch., Bd. 13). Sie bilden also eine Rollfläche. Ueber diese Rollfläche wird die Abrollung des Fußes automatisch zum Schluß geführt. Erreicht wird dabei, daß die Arbeits-



linie des Fußes auf dem Boden sich während der Abrollbewegung von der Ferse ganz gleichmäßig bis zum vorderen Ende des Mittelfußes vorschiebt.

Schauen wir nun dagegen die Arbeit unserer Kunstfüße an.

Typ 1: Der Fuß wird mit der Ferse aufgesetzt. Im Moment der Lastübertragung klappt der Vorderfuß auf den Boden nieder. Der Fuß bleibt während der Vorwärtsbewegung des Körpers mit ganzer Fläche auf dem Boden liegen, solange er belastet wird. Das Fußscharnier stellt sich dabei in eine Dorsalflexion. In dem Moment der Abhebung der Last geht es aus dieser Dorsalflexion wieder in die Mittelstellung zurück. Die Fußspitze bleibt deshalb nach Abhebung der Last noch eine Zeitlang mit der Bodenfläche in Berührung. Diese Bewegungen des Kunstfußes am Boden lassen sich gut anschaulich machen durch Zerlegung in einzelne wichtige Phasen, wie Fig. 3 das zeigt. Skizze *a* zeigt in dieser Figur den Augenblick, wo die Ferse Boden gewinnt, *b* den Augenblick, wo der Vorderfuß sich auf den Boden legt, *c* den Moment, wo die Lastabhebung eben beginnen soll, *d* den Moment, wo die Fußspitze die Plantarflexion beginnt.

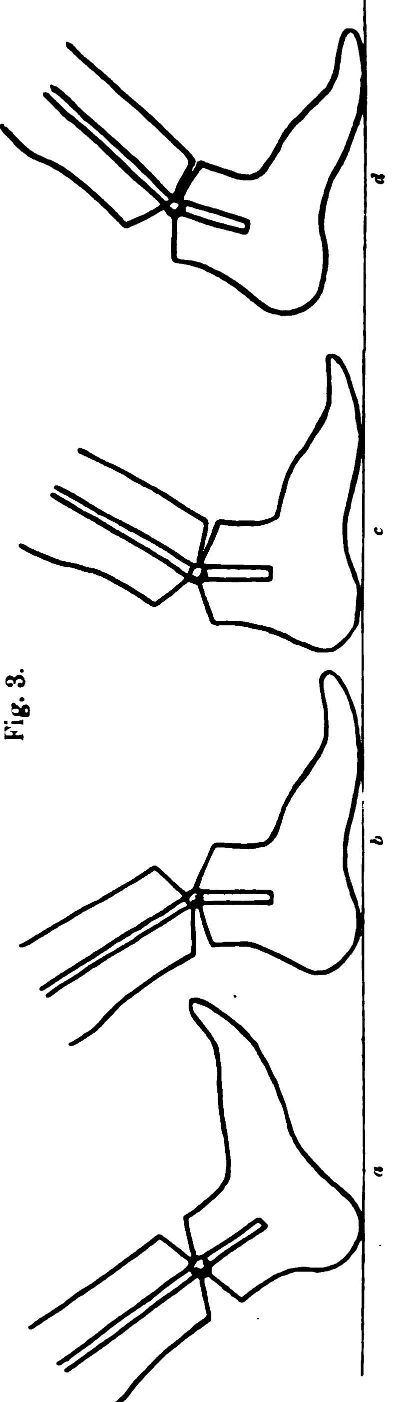


Fig. 3.

Schneiden wir uns den Abschnitt heraus, in dem der Kunstfuß wirkliche Tragarbeit leistet.

Die Tragarbeit beginnt in dem Augenblick, wo die ganze Fußfläche auf dem Boden liegt, und sie endet in dem Augenblick, wo die Ferse den Boden verläßt. Es liegt also die Arbeitsleistung des Fußes nur zwischen den Momenten, welche

in unserer Figur die Skizzen *b* und *c* darstellen. Eine Uebertragung der Körperlast auf die Berührungsstelle des Vorderfußes mit dem Boden (Phase *d*) findet nicht statt.

Die Verlängerung des Schrittmaßes, welche die Abrollung des natürlichen Fußes ergibt, erhalten wir deshalb bei dieser Kunstfußkonstruktion nicht. Das Schrittmaß eines mit diesem Fuß ausgestatteten Kunstbeines ist dasselbe, wie das einer ebenso langen fußlosen Stelze.

Warum wird nun aber doch der Gang mit einem solchen Fuß angenehmer empfunden als mit einer fußlosen Stelze? Zunächst spielen die kosmetischen Gründe eine Rolle. Aber die wollen wir vernachlässigen. Der Gang mit dem Fuß ist weniger stoßend und laut als mit der Stelze. Das ergibt sich aus der Federung des Fußscharniers. Wir bekommen dadurch in die sonst einer Stelze gleich zu setzende Konstruktion eine Elastizität, durch welche die Stöße des Gehmotores etwas abgeschwächt werden.

Wenden wir uns zum Typ 2.

Der Fuß setzt sich mit der Ferse auf (Fig. 4, Skizze *a*). Er klappt bei Lastübertragung nicht nieder, sondern er senkt sich entsprechend der Vorwärtsbewegung der Körperlast bis zur Berührung mit der Bodenfläche (Skizze *b*). Hat die Körperlast die Senkrechte passiert, so stellt sich der Vorderfuß in eine Dorsalflexion (Skizze *c*), aus der er wieder in Mittelstellung zurückkehrt in dem Augenblick, wo die Entlastung erfolgt (Skizze *d*).

Die Tragarbeit dieses Fußes beginnt also in dem Augenblick, wo die Ferse aufgesetzt wird, sie endet, während der Vorderfuß in einer Dorsalflexion steht. Die der Abhebung der Rumpflast folgende Plantarflexion des Vorderfußes ist keine Arbeitsbewegung mehr. Die Arbeitslinie dieses Fußes macht auf dem Boden eine Wanderung von dem Hinterrand des Fußes bis zu der Stelle der Beweglichkeit zwischen Hinter- und Vorderfuß.

Um diese Strecke ergibt sich eine Verlängerung des Schrittmaßes bei der Fußkonstruktion nach Typ 2.

Das ist ein nicht unwesentlicher Vorteil, dem gegenüber allerdings wieder der Nachteil steht, daß die Federung, die bei dem Typ 1 als Vorteil hervorzuheben war, nicht vorhanden ist.

Ich habe bei meinen bisherigen Ausführungen die Kraft der in die Scharniere eingesetzten Federung unberücksichtigt gelassen und

habe in die Skizzen die Federung deshalb gar nicht eingezeichnet. Ich habe angenommen, daß die Federung durch die Arbeitsbelastung jeweils völlig ausgeschaltet wird. Wenn man an einem getragenen Kunstbein die Kraft der Federung prüft, so wird man immer finden, daß dieselbe sehr gering ist; die Federungen lassen sich durch Händedruck ohne weiteres überwinden. Wieviel größer ist die Kraft, die bei der Nutzbelastung auf sie wirkt!

Man könnte nun versuchen, durch Steigerung der Kraft der Federungen zu dem erstrebten Erfolg zu kommen. Nehmen wir so straffe Federn, so kommen wir zu Konstruktionen, die praktisch völlig versteiften Füßen gleichzusetzen sind: zu ankylotischen Füßen.

Fig. 4.

Wie ist der Gang damit?

Der Fuß setzt sich mit dem Hinterrand der Ferse auf (Fig. 5 *a*), er legt, wenn die Belastungslinie in der Senkrechten steht, die ganze Fläche auf (Fig. 5 *b*). Bei Weitervorschieben der Last hebt sich die Ferse; die Arbeitslinie verlegt sich unter den Vorderfuß, der Fuß wird abgehoben (Fig. 5 *c*).

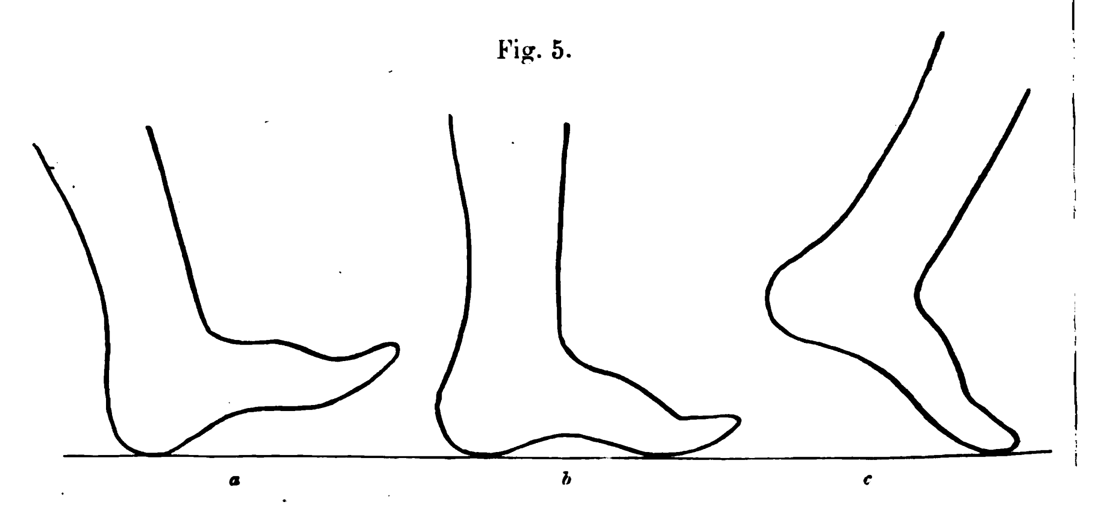
Hier haben wir also das Vorwandern der Arbeitslinie wie bei der natürlichen Abrollung.

Warum wird der ankylotische Fuß, trotzdem er die so wichtige Verlängerung des Schrittmaßes ergibt, in der Praxis nicht benutzt? Der Mangel einer Elastizität zur Abrundung der Motorstöße kann nicht die Ursache sein; denn diese Elastizität ließe sich unschwer irgendwie in die Konstruktion hineinbringen.



Gibt man einem Amputierten ein Kunstbein mit einem solchen ankylotischen Fuß, so sieht sein Gang zunächst sehr gut aus. Er kann zwar nicht wie mit dem natürlichen Fuß durch eine aktive Fußbewegung die Lastübertragung von der ganzen Fußfläche auf den Vorderfuß ausführen. Aber er findet schnell in einem Schwung, den er sich mit dem anderen Fuß gibt, eine Hilfsbewegung, die dasselbe leistet, und die nicht besonders auffällig ist. Wenn man denselben Prothesenträger aber dann ruhig auf der Straße gehen sieht, so zeigt er ein anderes Gangbild. Er hebt sich nicht mit einem Schwung auf den Vorderfuß, sondern in dem Augenblick, wo dieser Schwung einsetzen müßte, hebt er die Ferse nur leicht an, und er macht nun auf dem Vorderfuß eine

Fig. 5.



Drehbewegung. Er dreht den Fersenteil gegen den Vorderfuß nach der Medianlinie des Körpers zu. Er macht eine Außenrotation des Beines.

Wie nahe diese Aushilfsbewegung liegt, kann man sich durch einen Versuch klar machen. Man gehe mit steifgehaltenem Fußgelenk ein paar Schritte. Sofort kommen wir in die beschriebene Drehbewegung und es gehört besondere Mühe und Geschick dazu, sie zu unterdrücken. Prothesenträger, die dieses Drehen nicht finden, gehen mit dem ankylotischen Fuß „Hahnentritt". Sie heben in dem Moment, wo die Lastübertragung auf den Vorderfuß erfolgen soll, plötzlich die ganze Fußfläche vom Boden.

So oder so sieht der Gang schlecht aus, er fördert ungenügend und er strengt auf die Dauer recht an. Es ist deshalb verständlich, daß Kunstbeine mit einem derartig ankylotischen Fuß sich nicht eingeführt haben.

Der Ausgangspunkt für einen bisher nicht verfolgten Weg zur Lösung des Problems der Abrol-

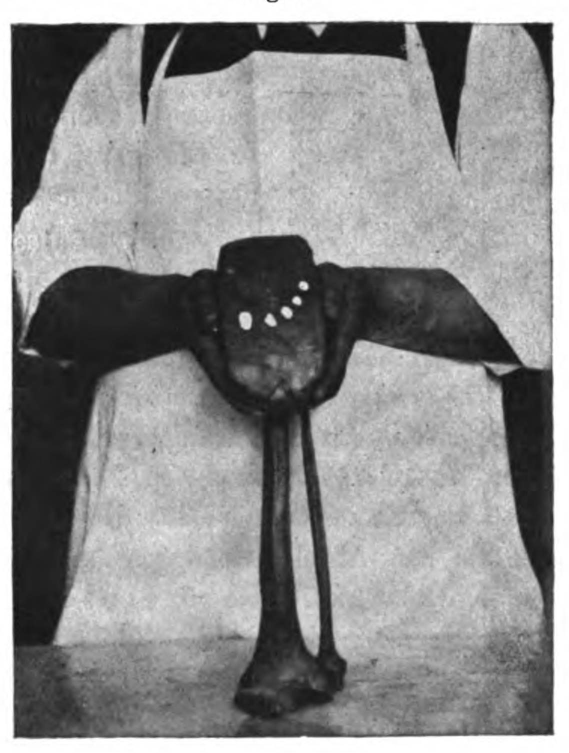
Fig. 6.



Fig. 7.



Fig. 8.



lung des Kunstfußes wurden für mich Studien über die Stellung der Mittelfußköpfchen, auf die ich oben schon hingewiesen habe.

Ich fand, daß die Köpfchen der Mittelfußknochen nicht in einer Ebene, sondern im Raum auf der Mantelfläche eines Zylinders stehen. Ich brachte diese Zylinderfläche zur Darstellung, indem ich das Fußskelett in geeigneter Weise mit Plastilin ausfüllte und damit Rollbewegungen über die aus der Masse schauenden Köpfchen machte. Fig. 6 u. 7 zeigen dieses Ausrollen der Plastilinmasse. Fig. 8 zeigt die aus der Plastilinmasse ragenden Mittelfußköpfchen. Fig. 9 zeigt den erhaltenen Abschnitt des Zylindermantels, in dem die Mittelfußköpfchen stecken. Ich erklärte den Zweck dieser eigenartigen Konstruktion unseres Fußes: es wird dadurch die Abrollung — die Rollung über die Rundung des Zylinders — ermöglicht.

Fig. 9.



Ich habe oben bei der Analysierung der Abrollung unseres Fußes gesagt, daß dieselbe sich aus zwei Phasen zusammensetzt: in der ersten Phase wird durch aktive Muskelbewegung die Körperlast von der Fersen- und Sohlenfläche auf den Vorderfuß gehoben. In der zweiten Phase rollt der Fuß automatisch über die Zylinderfläche der Mittelfußköpfchen weiter.

Würde sich die Zylinderfläche nach rückwärts bis zu dem Punkt, wo der Fuß beim Niedersetzen Boden gewinnt, verlängern, so würde die erste Bewegungsphase durch die Verlängerung der zweiten erübrigt. Daß wir die aktive Muskelarbeit der ersten Phase der Fußabrollung nicht im Kunstfuß ausführen können, ist die Ursache dafür, daß uns noch keine Füße mit Abrollbewegung gelungen sind. Wenn ich an einen Kunstfuß diese erste Phase durch Verlängerung jener Zylinderfläche nach rückwärts ausschalte, so muß ich über die alte Schwierigkeit hinwegkommen. Ich muß einen

sich automatisch abrollenden Fuß erhalten. Ich brauchte nur das Demonstrationsobjekt, welches Fig. 9 zeigt, in einen Kunstfuß umzubauen. Einen solchen Kunstfuß würde Fig. 10 zeigen.

Fig. 11 zeigt einen Schritt mit diesem Fuß, wie oben, in seine einzelnen Phasen zerlegt. Wir sehen: die Ferse setzt sich tragfähig auf; unter der Vorwärtsbewegung der Körperlast rückt die Arbeitslinie des Fußes unter die Fußmitte und weiter bis zur Fußspitze. Die Verschiebung geht in gleichmäßiger runder Kurve und ganz automatisch vonstatten. Sie ergibt die Verlängerung des Schrittmaßes wie die Abrollung des natürlichen Fußes.

In dieser Form ist der Fuß aus kosmetischen Gründen nicht zu verwenden. Um ihn in einen Absatzstiefel stecken zu können, muß am Fersenteil eine Abtragung von entsprechender Höhe und Länge gemacht werden.

Diese Abtragung muß so gestaltet sein, daß bei Mittelstellung die Absatzfläche und der hintere Rand der Sohlenfläche auf dem Fußboden liegen. Dadurch wird die glatte Lastübertragung auf die Sohlenfläche bei der Weiterführung des Schrittes gewährleistet. Der Zwischenraum zwischen Vorderrand des Absatzes und Hinterrand der Sohle ist, um die Lastübertragung an dieser Stelle glatt zu gestalten, möglichst gering zu halten.

Wir erhalten bei dieser Ausarbeitung des Fußes eine Konstruktion, welche die Fig. 12 zur Darstellung bringt. Ein solcher im Stiefel steckender Fuß weicht in der Seitenansicht von der normalen Fußform

Fig. 11.

Fig. 10.



nicht unwesentlich ab. Von oben gesehen fällt er aber nur bei genauer Betrachtung auf.

In der Praxis bewährt sich die neue Konstruktion sehr gut. Jeder Prothesenträger, der diesen Fuß nach anderen erhält, ist erstaunt über die Leichtigkeit und die Weichheit des Ganges. Auch in den Fällen, wo ich nicht eine besondere Elastizität in die Prothese gebracht habe, wird die Weichheit des Ganges empfunden.

Es erfüllt somit der neue „Rollfuß" beide Aufgaben der Abrollung: er rundet die Spitzen der Bewegungskurve

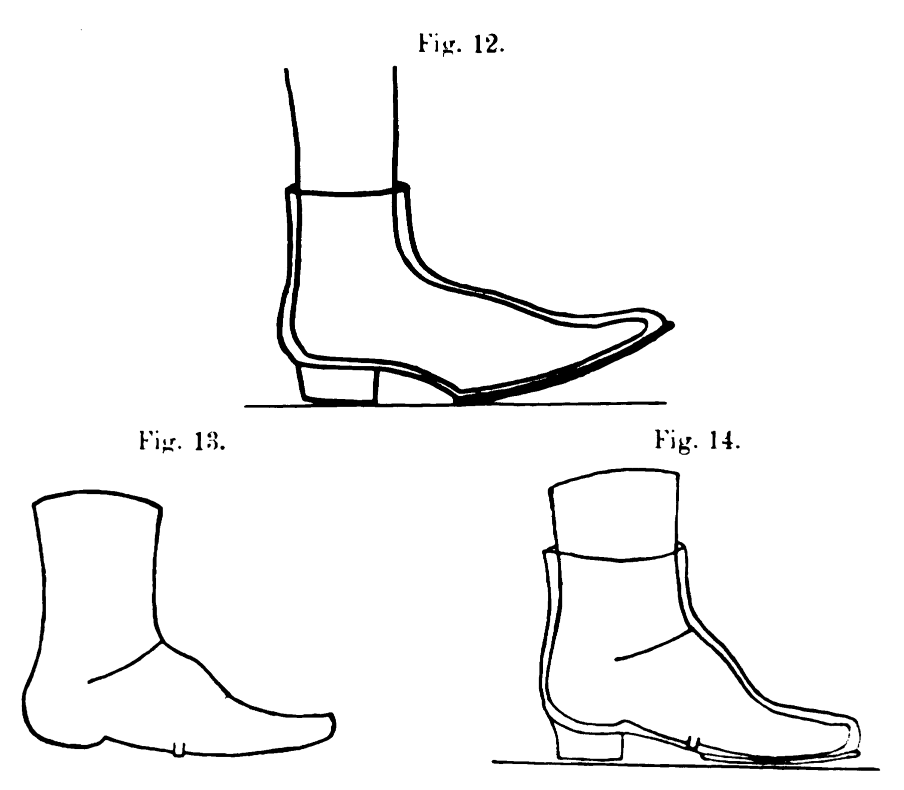


Fig. 12.

Fig. 13.

Fig. 14.

des Gehmotores ab und er erzielt die Verlängerung des Ausmaßes des Schrittes.

Bei der Umschau, ob mein neuer Rollfuß Vorgänger hat, sind wir auf ein amerikanisches Patent gestoßen. Der Patentschrift, die einen Fuß mit komplizierter Innenkonstruktion beschreibt, ist eine Zeichnung beigelegt, auf der der Fuß nicht die gewöhnliche Sohlenhöhlung zeigt, sondern eine Rundung nach unten (Umrißzeichnung siehe Fig. 13). Aus der Beschreibung geht hervor, daß diese Rundung nicht die Absichten verfolgt, wie mein Rollfuß, sie ist nur ein zufälliges Attribut der ganzen Konstruktion, notwendig, um Raum für die Innenkonstruk-



tion zu gewinnen. Es wird aber auch mit dieser Konstruktion nicht zufällig der Effekt erzielt, den meine Konstruktion erstrebt. Denn wenn man jenen Fuß in einen Stiefel steckt (Fig. 14), so wird die nach unten gebogene Sohlenfläche im Mittelfußteil so weit vom Boden gehoben, daß ihre Rundung nicht mehr zur Abrollung benutzt werden kann.

In den neuerdings soviel verwendeten Behelfsprothesen nach Hoeftman gibt man der Sohlenplatte vielfach auch eine Rundung nach unten. Haertel gibt als Zweck der Rundung in einem Reklameblatt ausdrücklich die Möglichkeit der Abwicklung an. Auf der gerundeten Platte ist die Abwicklung ebensogut und nach eben dem Gesetz wie an meinem Kunstfuß möglich. Aber mein Fuß bietet den Vorteil, daß er die normale Fußlänge besitzt, während diese Gehplatte nur etwa die doppelte Breite eines Absatzes hat. Nach meinen eben gemachten Ausführungen gibt die Platte deshalb auch nicht die normale Verlängerung des Schrittmaßes wie mein Rollfuß. Diese Platte ist natürlich auch nicht in einem Absatzstiefel zu tragen.

Zum Schlusse bemerke ich, daß der neue Fuß in meinen Anstaltswerkstätten hergestellt wird, und daß er der neuen Unsitte gemäß gesetzlich geschützt ist.



XXIX.

Aus dem orthopädischen Spital und den Invalidenschulen in Wien
(k. u. k. Reservespital 11,
Kommandant Oberstabsarzt Prof. Dr. Hans Spitzy).

Entwicklung der Beinbehelfsprothesen im Wiener orthopädischen Kriegsspital.

Von

Assistent Dr. **Oskar Stracker.**

Mit 27 Abbildungen.

Nach der Ansicht vieler Autoren kommen die Veränderungen am Amputationsstumpfe überhaupt nicht zum Stillstand. Sie sind im Anfang eingreifender, später gehen sie nur langsam vor sich und fallen weniger in die Augen. Diese Tatsache veranlaßte uns schon bei den ersten Amputierten, die in unsere Behandlung kamen, von einer sofortigen Beteilung mit Dauerprothesen abzusehen.

Für die erste Zeit nach der Wundheilung — der bedeutendsten Epoche der Stumpfumbildung — verwenden wir seit jeher Uebungsprothesen, die aus Gipsbinden und Eisenbügel hergestellt werden. Die Lebensdauer dieser Prothesen entspricht dieser Stumpfepoche, d. h. einer Zeit von 6—12 Wochen. Da die Veränderungen nachher noch immer derartige sind, daß sie es nicht rechtfertigen eine kostspielige Prothese anzuschaffen, deren Aenderung natürlich wieder große Auslagen verursacht, ja oft nicht einmal möglich ist, geben wir nach dieser Zeit die sog. Lederbehelfsprothese. Sie besteht der Hauptsache nach aus einer Lederhülse und einem Eisenbügel. Die Ausfolgung des Kunstbeins erfolgt nicht vor Ablauf eines Jahres nach der Amputation. Da die Patienten natürlich nicht so lange im Spital behalten werden können — es sei denn, daß sie einer langen Schulung oder eines Berufswechsels bedürfen — erhalten sie beim Verlassen eine Be-

scheinigung, auf Grund derer sie nach Ablauf des Minimaltermins das Kunstbein ausgefolgt bekommen. Nach diesen Prinzipien erfolgt die Beteilung mit den verschiedenen Prothesen.

Für den Bau derselben und für das Material wurde es uns schon in den ersten Monaten klar, daß wir uns auf einen Massenbetrieb einzurichten haben. Dadurch war die ganze Weiterentwicklung der Prothese festgelegt.

Die Uebungs-(Gips)prothese.

Als Vorbehandlung für die erste Prothese werden die Stümpfe massiert, aktive und passive Bewegungen zur Vermeidung oder Behandlung etwa vorhandener Kontrakturen ausgeführt. Die so häufige Beugekontraktur kurzer Unterschenkelstümpfe wird, soweit sie nicht auf knöcherner Ankylose beruht, in zweckmäßiger Weise vor Anlegung der Prothese mit dem von Hoffmann angegebenen Streckapparat behandelt, der aus zwei seitlichen Stäben und zwei quer verbundenen gepolsterten Kalikobindenbrücken besteht, deren untere den Stumpf von unten faßt, deren obere das Knie von oben fixiert. Einige schnallbare Gurten am obersten Ende der Stäbe umgreifen den Oberschenkel wieder von unten, und deren immer mehr zunehmender Zug hebelt den Stumpf in die Streckstellung. Der Apparat kann ohne Beschwerde und ohne Bewegung zu verhindern, ununterbrochen getragen werden und kostet, da überall improvisierbar, sozusagen nichts. Weiter wird die Stumpffläche beklopft. Es werden Uebungen mit verschieden hohen Gehsesselchen gemacht. Auch wird an jener Stelle, welche die anatomische Voraussetzung hierfür bietet, durch mehrere Bindentouren eine Schnürfurche erzeugt.

Eventuell werden auch operative Eingriffe zum Zwecke der Beseitigung von Fisteln und Kontrakturen sowie zur Deckung etwaiger Weichteildefekte an der Stumpffläche ausgeführt. Bei Kniekontrakturen führten wir mehrfach erfolgreich eine Aufklappung an der Beugeseite des Gelenkes aus. Es wird der Weichteillappen mit allen Gefäßen und Nerven sowie die hintere Kapselwand zurückgeklappt, nach Streckung wieder daraufgelegt und durch Fixationsnähte befestigt.

Als Stumpfbehandlung selbst kann noch das frühzeitige Anlegen einer Uebungsprothese gelten, von welcher mit Recht behauptet wird, daß sie die Gewinnung einer endgültigen Stumpfform beschleunigt. Durch diese Prothese ist der Patient außerdem in die Lage gesetzt,



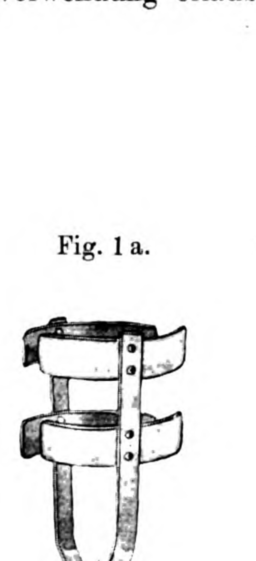


die Zeit bis zur Fertigstellung seiner Lederbehelfsprothese zur Erlernung des Gehens zu benutzen; er wird frei beweglicher, abgesehen davon, daß er von den unschönen Krücken loskommt und der immer drohenden Krückenlähmung entgeht.

Das Traggerüst der Uebungsprothese war von jeher dem Prothesenskelette Hoeftmans ähnlich gebaut.

Die Verwendung eines Stelzfußes wurde wegen der fehlenden Erlernung des Abrollens und der geringen Haltbarkeit, die keine Wiederverwendung erlaubt, vermieden. Das Skelettsystem wird auch den kosmetischen Anforderungen mehr gerecht als der Stelzfuß, es steht der Form nach den Dauerprothesen näher.

Fig. 1 a.



Unterschenkel-gipsbügel.

Fig. 1 b.



Oberschenkel-gipsbügel.

Anfangs bestand das Traggerüst aus einem U-förmigen Bandeisen, das in verschiedenen Längentypen vorrätig gehalten wurde. Am unteren Ende war eine Fußplatte befestigt, die freien oberen Enden, die zwei querverlaufende Eisenblechstreifen tragen, wurden in die Gipsbindenhülse mit eingewickelt (Fig. 1).

Der nächste Schritt in der Entwicklung des sog. Gipsbügels war die Anbringung eines Kniegelenkes für die Oberschenkelamputierten. Durch die sofortige Ausstattung mit einem Gelenk sollte der spätere sprungweise Uebergang von der Stelze zum Kunstbein vermieden und von vornherein die Erlernung eines natürlich aussehenden Ganges ermöglicht werden. Beim Sitzen ist das weggestreckte Bein sehr lästig. Bei vielen Gewerben ist es eine große Behinderung. Das steife Traggerüst ist jetzt, abgesehen von den ersten Prothesen bei den Exartikulierten, nur mehr bei der Thomashüftschiene beibehalten und da nur für kurze Oberschenkelstümpfe (bis 8 cm) (Fig. 2). Sie besteht aus dem Gipsbügel, dem oben ein mit Filz gepolsterter Sitzring angefügt ist, und bildet so den einfachsten Gehbehelf für nicht belastungsfähige und nicht faßbare Stümpfe. Die Gefahr des Einknickens

veranlaßte uns jedoch, bald zum zurückgesetzten Gelenk zu greifen. Die Originalkonstruktion, bei der die Gelenkachse 8 cm hinter dem vorderen Schienenrand liegt, zeigte sich aus mehreren Gründen als wenig geeignet. Beim Biegen der Prothese trat eine allzu große Verlängerung des Unter- und Oberschenkels ein. Der Gang war erschwert und unnatürlich. Die Befestigung der Verkleidung machte Schwierigkeiten, so daß wir nunmehr eine Rückversetzung von nur 4 cm benützen (Fig. 3). Noch immer aber war den Amputierten die Prothese zu wenig stabil und das Vorpendeln des Unterschenkels zu mühsam. Es wurde daher an jeder Seite eine Spiralfeder angebracht, deren Spannung das Gelenk in Streckung zu halten trachtet. Zur Schonung des Beinkleides befestigten wir die Federn an den Innenseiten. Solange sie noch neu und starr sind, ist das Abbiegen des Knies nur schwer möglich, so daß die Prothese anfänglich, praktisch genommen, steif ist. Dieser zufällige Umstand hat sich bei den ersten Gehversuchen als sehr vorteilhaft erwiesen. Die Festigkeit der Prothese und Distanzierung der Schienen erforderte eine durchlaufende Querachse im Kniegelenk, die mit dem Oberschenkelteil in Verbindung steht. Damit war die Anbringung der Federn an der Innenseite nicht vereinbar, sie mußten an die Außenseite verlegt werden (Fig. 6). Das Kniegelenk, das die geschilderte Entwicklung durchlaufen hat, besteht nunmehr beiderseits aus einem äußeren und einem inneren Gelenkauge, beide werden durch eine Mutter unter Vermittlung einer Unterlagsscheibe gegen die Gelenkachse gehalten. Das Gelenk ist normalisiert und wird an die Unter- und Oberschenkelschienen angeschweißt. Details und Maße sind aus den Konstruktionszeichnungen am Schlusse ersichtlich. Die Normalisierung bedeutet für uns jedoch keineswegs einen Hemmschuh für die Weiterentwicklung. Die jüngste Zeit lehrte uns die Tatsache, daß für den Bauern, besonders den Gebirgsbewohner, ein allzeit be-



Fig. 2. Thomasschiene.

Fig. 3. Oberschenkelgipsbügel.

wegliches Kniegelenk unter manchen Umständen ungünstig ist. So ist das Bergabgehen auf schotterigem Boden hierdurch sehr erschwert, ja gefährlich. Wir versehen daher jetzt auch die provisorischen Prothesen je nach Bedarf mit Sperren. Ueber das beste System kann hier noch nicht berichtet werden, da die Versuche noch nicht abgeschlossen sind. Wir verwenden derzeit mehrere einfache, riegelartige Sperren.

Auch der Fußteil hat mancherlei Wandlungen durchgemacht, sowohl was seine Form als seine Befestigungsart anbelangt. Ursprünglich hatte die Fußplatte Wiegenkufenform (Fig. 1); sie war für das Abkommen vom Boden sehr günstig, weniger für die Standfestigkeit. Da zudem noch die Absicht bestand, über der Fußplatte den Schuh tragen zu lassen, erhielt sie die Form einer Schuhsohle, welcher der Teil vor dem Chopartschen Gelenk fehlt (Fig. 2). Hierzu kam als spätere Aenderung nur noch eine leichte Aufbiegung am vorderen Ende und eine geringe Abschrägung des vorderen Randes entsprechend der Chopartschen Gelenklinie (Fig. 6). An der Unterseite ist die Blechplatte mit dickem Sohlenleder, an der Oberseite mit dünnerem Leder überzogen. Die Naht ist in einem Einschnitt des Sohlenleders versenkt, so daß ihre rasche Abnutzung vermieden wird. Jüngst zwingt uns der Ledermangel zu Verwendung von Holz, das eventuell mit Lederabfällen benagelt werden kann. Schwierigkeiten bot die Befestigung der Fußplatte am Bügel. Zuerst wurde sie an der Unterseite desselben angenietet und auf die Oberseite der Platte noch ein stegartiger Ueberleger angenietet (Fig. 4). Wegen mangelnder Dauerhaftigkeit und der Kompliziertheit wurde von dieser Methode abgegangen. Die Platte wird jetzt samt dem untersten Teil beider Schienen, die vorne noch seitliche Streben erhalten haben, aus einem Stück gestanzt und letztere sodann seitlich aufgebogen und an die Unterschenkelschienen angeschweißt (Fig. 5).

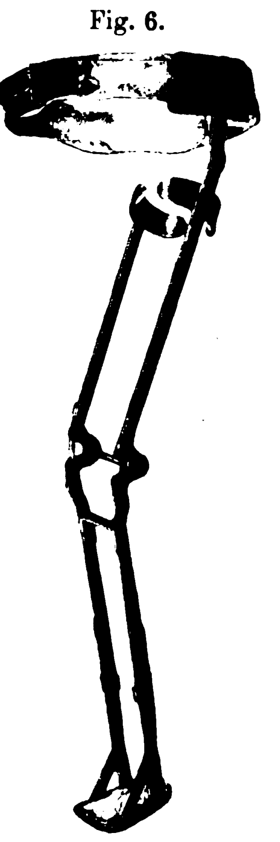
Fig. 4. Fig. 5.



Oberschenkelgipsprothese. Unterschenkelgipsprothese.

Die verschiedene Länge der Stümpfe sowie die wechselnde Größe der Patienten würden eine Reihe Prothesengrößen verlangen. Dem ist so abgeholfen, daß einerseits die Oberschenkelschienen eine Anzahl von Löchern besitzen, an die der Arzt in der richtigen Höhe die einzugipsenden Blechstreifen selbst annietet. Anderseits ist der Fußteil an der Unterschenkelschiene verstellbar angebracht (Fig. 3) und jederseits mit zwei Schrauben befestigt. Bei der von uns verwendeten Skelettform ist nur Metall als Material brauchbar. Eine dauerhafte Verbindung etwa aus Holz bestehender Bestandteile untereinander erscheint ausgeschlossen. Eisen besitzt nicht nur den Vorteil der Haltbarkeit, Billigkeit und der leichten Ausbesserungsmöglichkeit, sondern läßt auch eine fabrikmäßige und genaue Herstellung zu. Anfangs verwendeten wir Flacheisen. Die Schienen verbogen sich jedoch leicht. Ein Versuch mit hohlrunden Schienen, um bei kleinerem Materialquerschnitt erhöhte innere Stabilität bei vermindertem Gewicht zu erzielen, ergab die Unmöglichkeit, solche Schienen leicht den verschiedenen Gipshülsen anzuschrenken. Nur beim Fußteil wurde bis heute die hohlrunde Form beibehalten. Stahl ist mangels der Schweißfähigkeit unbrauchbar, so daß wir heute nur Bessemereisen mit Erfolg benutzen.

Fig. 6.



Gipsbügel für kurze Oberschenkelstümpfe.

Das oben über die Schienen Gesagte betrifft vor allem Prothesen für Oberschenkelstümpfe mittlerer Länge. Ist der Stumpf kürzer als 20 cm (von der Trochanterspitze gemessen), so wird die Außenschiene bis zum Darmbeinkamm weitergeführt und in Trochanterhöhe zur Beugung und Streckung im Hüftgelenk ein Scharniergelenk angebracht (Fig. 6). Kurze Unterschenkelstümpfe vermögen bei gewöhnlicher gerader Schienenführung den Unterschenkelteil der Prothese nicht völlig zu strecken, da sich der vordere Teil des umfassenden Riemens vom Unterschenkel abhebt, bevor noch der Höhepunkt der Streckwirkung erreicht ist. Daher ist in Fällen mit sehr kurzen Unterschenkelstümpfen die Schiene nach hinten so auszubiegen, daß der Riemen jederzeit mit der Vorderseite des Schienbeines im Kontakt bleibt und

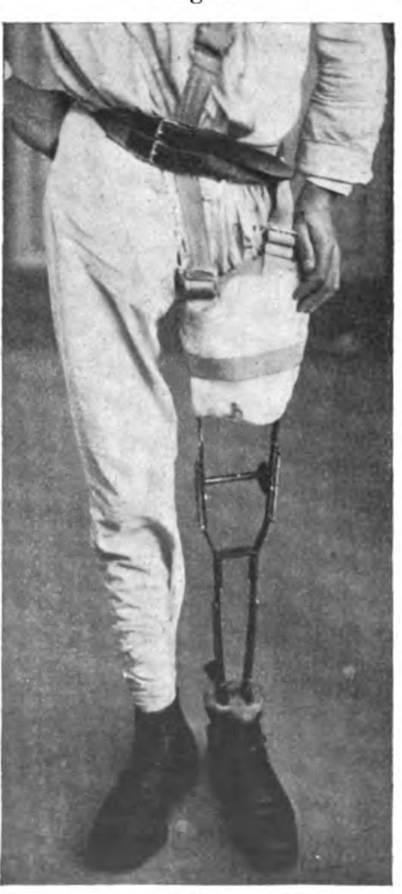
die Bewegung des Stumpfes völlig ausgenutzt wird. (Erlacher.) (Fig. 14a.)

Die Gipsbügel für Unterschenkelamputationen bestehen aus dem oben beschriebenen Fußteil, an dessen Seitenschienen je zwei Stahlblechstreifen angenietet sind (Fig. 5).

Herstellung der Gipsprothesen.

Bei der Wahl dieser Art von Behelfsprothesen war die Billigkeit und leichte Beschaffung des Materials, ferner die leichte Herstellung durch den Arzt ausschlaggebend. In wenigen Minuten ist ein solches Behelfsglied verfertigt und kann, wenn es für den Stumpf durch seine Umbildung zu groß geworden ist, durch ein neues ersetzt werden. Bei diesem findet derselbe Eisenbügel wieder Verwendung; seine Dauerhaftigkeit läßt aber auch noch den Wiedergebrauch bei einer ganzen Reihe von Patienten zu. Die Haltbarkeit der Gipsprothese ist eine mehr als genügende. Oft gehen Amputierte mit der ersten Prothese auf mehrwöchigen Urlaub, verrichten ländliche Arbeit, steigen auf Berge und bringen die Prothese noch brauchbar zurück. Allen diesen Vorteilen gegenüber kann als Nachteil höchstens auf das etwas größere Gewicht hingewiesen werden, weshalb die Gipshülse auch nicht stärker sein darf, als zur Festigkeit unbedingt nötig ist.

Fig. 7.



Oberschenkelgipsprothese.

Die Anlegung der Gipsprothese geschieht im allgemeinen in folgender Weise: Ueber den Stumpf wird ein passender Trikotschlauch gezogen, darüber kommt eine Umhüllung mit sog. Prothesenfilz, dessen Wiederverwendung nach Abnahme der Prothese möglich ist. Er muß an den Stellen, die einem besonderen Druck ausgesetzt sind, wie am Trochanter, an den Adduktoren und an den Tibiakondylen usw., in doppelter Lage aufgelegt werden. Eine

gute Polsterung braucht auch die Stumpffläche, wenn sie belastet werden soll, was in den meisten Fällen geschieht. Wir verwenden dazu Teller aus Sattel- oder Roßhaarfilz. Der Stumpf wird dann mit Gipsbinden (lockerste Mullbinden mit eingestreutem Gips) in Zirkulärtouren umwickelt. Darüber werden noch einige Mitellatouren gelegt, um die Gipshülse unten abzuschließen. Sie muß so stark sein, daß sie mäßiger Fingerdruck nicht einbricht. Ein genaues Anmodellieren ist selbstverständlich. Während des Festwerdens erfolgt das Anschrenken des Eisenbügels mittels Schraubstock und Schrenkeisen. Die angepaßten Schienen werden schließlich nach Umwicklung der oberen Haltplättchen mit Filzabfällen durch mehrere Bindentouren an die erhärtete Gipskappe befestigt. Hierbei wird an der Vorder- und Hinterseite der Prothese je eine Gurte mit eingewickelt, die durch einen seitlichen Ring am Bauchgurt laufend das Verlieren der Prothese erschweren soll. Zur Erzielung eines festeren Sitzes bringen wir bereits an der ersten Behelfsprothese entsprechend der Schnürfurche eine Schnallengurte an, die den Schenkel auf zwei Drittel umfaßt und durch zwei ziemlich nahe aneinander liegende Schlitze der Gipshülse herausgeführt wird. Bei der Anpassung des Bügels ist besonders zu beachten, daß er dieselbe Richtung wie die Achse des Gliedes hat und etwas kürzer ist als das gesunde Bein, da sonst der Gang erschwert ist. Zu kurz geratene Prothesen lassen sich durch angewickelte Holzplättchen verlängern.

Fig. 8.

Gipsprothese mit Beckenkorb.

Die Gipsprothese wird entsprechend den Amputationsstellen und den Besonderheiten des Stumpfes modifiziert. Enukleierte sowie Patienten mit sehr kurzen Stümpfen erhalten einen Beckenkorb in Form

einer Gipshose, die vorne verschnallt werden kann (Fig. 8). Träger von solchen Beckenkörben können schlecht sitzen. Wir haben es ihnen durch Einschaltung eines einfachen, beim Gehen durch einen Riegel feststellbaren Scharniers ermöglicht, das jeder Schlosser herstellen kann (H o f f m a n n). Etwas längere, aber noch nicht faßbare Stümpfe werden entweder so versorgt, daß der Eisenbügel ein Hüftscharnier (siehe Traggerüst der Uebungsprothese) erhält, oder es wird zur Verlängerung des Stumpfes ein dicker Pappendeckel mit eingegipst. Er

Fig. 9.



Unterschenkelgipsprothese.

Fig. 10 a.



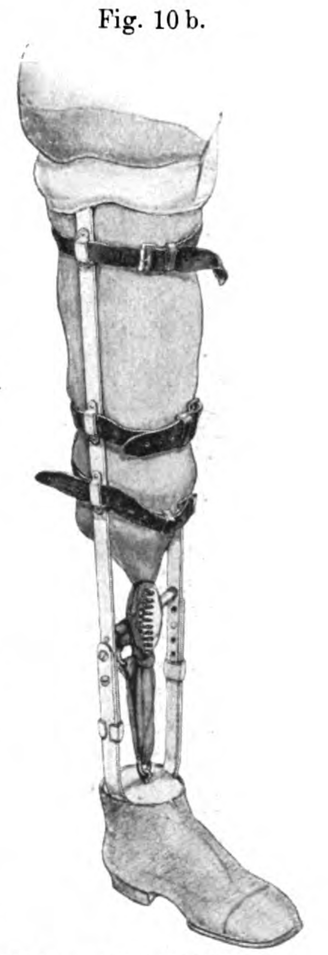
Unterschenkelgipsprothese mit Klebestoffzug.

bietet dann den Haftplättchen einen Halt. — Unterschenkelstümpfe werden durch konisch geschnittene Ledermanschetten, die durch Schnürung am Oberschenkel befestigt werden, gegen das Verlieren der Prothesen versichert (Fig. 9). Beiderseits eingegipste Gurten werden mit Schnallen an der Oberschenkelhülse fixiert. Ist das Bein so nahe unterm Knie abgesetzt, daß eine Anbringung einer Hülse unmöglich erscheint, so kommt die Anwendung der oben beschriebenen rekurvierten Unterschenkelschiene in Betracht. Der Patient erhält am Oberschenkel eine Gipshülse, die bis zum Sitzknorren reicht. Der Unterschenkelstumpf wird mit einer Kappe gefaßt und durch Gurten an

die Schienen befestigt. Er kann so seine Streckungsfähigkeit bis aufs äußerste ausnutzen.

Bei Stümpfen, deren Belastungsfläche nicht geheilt ist oder bei denen der Knochen bloßliegt, unterbleibt in der Regel ein Abschluß der Gipshülse. In solchen Fällen treten wir dem Zurückschieben der Weichteile beim Auftreten durch Anbringung eines Zuges entgegen. Der mit Klebestoff bestrichene Stumpf wird mit einem Trikotschlauch (Fig. 10) überzogen, das periphere Ende desselben läuft durch einen Ring an der Fußplatte und kann so gespannt werden. Darüber wird die Prothese mittels eines weiten Trikotstumpfes in der bekannten Weise hergestellt. Der Zug kann durch Einbinden einer Spiralfeder in den Trikotschlauch verstärkt werden. Wenn man durch Zusammenschieben des Schlauches eine kleine Reserve schafft, braucht das Trikot nicht einmal zerschnitten werden und ist noch ein zweites Mal verwendbar (Fig. 10).

Fig. 10 b.



Thomassplint mit Trikotzug, in den eine Spiralfeder eingeschaltet ist zur Herbeiführung eines konstanten Zuges.

Die erste Behelfsprothese wird bei Schluß der Wunde bereits angelegt. Fisteln und nicht zu große granulierende Flächen bilden für ihre Verabfolgung kein Hindernis. Bei fleißiger Benutzung seitens des Patienten wird die Hülse bald zu weit. Sie muß dann erneuert werden. Das Gewöhnliche ist ein 3—4maliger Wechsel, bis die Veränderungen am Stumpf so weit abgeschlossen sind, daß der Patient seine Lederbehelfsprothese erhält (Resolution der k. k. Gesellschaft der Aerzte. Wien, 5. Mai 1915). Durchschnittlich kommen auf einen Patienten 2,6 Gipsprothesen. Doppelt Amputierte sollen zur Erleichterung des Balancierens zunächst mit den ersten Prothesen kleiner sein, als sie früher waren, und erst allmählich die normale Größe durch Verlängerung der Schienen erhalten.

Die Anlegung der ersten Prothese verlangt auch den sofortigen Unterricht im Gehen. Gehschulen sind unbedingt notwendig, um von Anfang an Fehler im Gebrauch der Prothese zu bekämpfen. Es soll

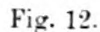
auf das gleichmäßige Ausschreiten des gesunden und des Prothesenbeins geachtet werden, zu welchem Zweck man im abgemessenen Schrittabstand Querstriche auf den Boden macht. Kleine, an Höhe zu-

Fig. 11.



Behelfsprothese für kurzen Oberschenkelstumpf.

Fig. 12.





Behelfsprothese für kürzeste Oberschenkelstümpfe.

nehmende Hindernisse zu nehmen, Stiegen auf und nieder zu steigen muß geübt, das seitliche Umschwenken der Prothese (Eidechsengang) abgestellt werden zugunsten eines mehr normalen, in der Vertikal-

ebene erfolgenden Schwingens. Uebungen auf einer hügeligen Bahn, am besten aus Erde mit Sand bedeckt, bereiten auf die Unebenheiten des später zu begehenden, vorwiegend ländlichen Terrains zweckmäßig vor. Einbeinige sollen, wenn auch nur in dieser Schule, in der Regel bis zum Gehen ohne Stock gebracht werden. Nach diesen Prinzipien wurden im Spital über 4500 Beinamputierte gehfähig gemacht und weit über 2000 Paar Krücken, als überflüssig geworden, abgenommen.

R. Hoffmann und O. Stracker.

Fig. 13.



Behelfsprothese mit Beckenkorb.

Behelfs- (Immediat-) Prothese.

Das Gerüst der Behelfsprothese hat fast die gleiche Entwicklung durchgemacht wie der Gipsbügel. Beide gleichen sich auch fast völlig in ihren nunmehr erreichten Formen. Es sollen hier bloß die Verschiedenheiten erwähnt werden. — Bei den Oberschenkelprothesen kommt zum Gipsbügel, abgesehen vom Fußteil, nur der Sitzring hinzu, der in einem umgekanteten halbkreisförmigen Eisenblech besteht. Er hat den Druck des Tuber ossis ischii aufzunehmen. — Bei kurzen Stümpfen besitzt die äußere Schiene wie die Gipsprothese ein Hüftscharnier und trägt oben zur Verbindung mit dem Gürtel eine 10 cm lange Hüftplatte (Fig. 11). Letztere wird bei sehr kurzen Stümpfen ungefähr 35 cm lang und weich gehalten (Hüftfeder). In solchen Fällen steht auch das gefütterte Gerüst des Hessingkorbes in Gebrauch (Fig. 12). Seine beiden Hälften werden in der Kreuzgegend durch ein Haspenscharnier zusammengehalten. Beim Enukleierten ist das obere Ende des Traggerüstes korbartig ausgebildet und wird der jeweiligen Form des Körpers angepaßt (Fig. 13).

Bei den Unterschenkelprothesen kann das Kniegelenk keine durchlaufende Achse besitzen (Fig. 14). Es besteht in zwei Scheibenscharnieren



ohne Rückversetzung. Ein Anschlag verhindert eine Ueberstreckung. Um die Distanzierung der Schienen zu sichern sind beide in der Gegend des Schienbeinknorrens durch einen Metallbügel verbunden, der anfangs ein gleichbreiter Eisenstreifen war. Später gaben wir ihm zur Erhöhung der Festigkeit eine leichtgeschweifte Form, die in der Mitte verbreitert ist.

Der Fußteil der Behelfsprothese besteht zumeist in der belederten Fußplatte, die bereits bei der Gipsprothese beschrieben

Fig. 14 a.



Behelfsprothese für sehr kurze Unterschenkelstümpfe mit zurückgebogenen Unterschenkelschienen

Fig. 14 b.



Unterschenkelbehelfsprothese.

wurde. Diese Ausstattung halten wir besonders für den Gebrauch während der Arbeit geeignet. Sie bedeutet Ersparung an Schuhzeug. Nur so dürfen die Kriegsversehrten die Werkstätten in den Invalidenschulen besuchen. Die Schienen des Fußbügels werden mit je zwei Schrauben außen an den Unterschenkelschienen befestigt. Von diesen ausgehende umgebogene Flügel umfassen die Ränder der Fußbügelschienen. Diese Befestigungsmethode erlaubt nicht nur eine Veränderung der Länge der Prothese, sondern auch eine Auswechslung des

Fußteiles. Dieser zweite Ansatz ahmt möglichst die Fußform nach. — Ursprünglich begnügten wir uns, den Fußteil mit einer Korbhülse zu umhüllen, die in der Art eines Stiefels über ihn gezogen wurde (Fig. 15). Geräusch, Bruch, schwere Erneuerung der komplizierten Flechtarbeit ließen uns von dieser kosmetischen Umhüllung abkommen. Dann folgten Versuche mit Zellulose, mit Leinwand überzogenem Pappendeckel u. dgl. Die starke Inanspruchnahme zwang uns jedoch, das haltbarere Holz heranzuziehen. Die Füße werden in der Größe der gebräuchlichsten Schuhnummern (38—42) auf der Leistenkopiermaschine angefertigt. Zunächst war nur ein einziger, nach oben offener keilförmiger Ausschnitt auf der Höhe des Ristes zwecks Herstellung einer gelenkigen Verbindung nach den Angaben B a e y e r s angebracht. Das Abrollen gelingt damit jedoch nicht in befriedigender Weise; die Prothese wird dabei zu lang. Auch eine Verlegung des Gelenkes, mehr gegen den Knöchel zu, befriedigte die Leute nicht. Erst die Einschaltung einer zweiten abbiegbaren Stelle ergab bessere Resultate. Es sind nun am Fußrücken entsprechend den Zehengrundgelenken und auf der Höhe des Ristes zwei nach oben offene Keile ausgenommen (Fig. 17). In jedem ist eine Druckfeder eingelassen, die die Aufgabe hat, den Fuß möglichst gestreckt zu erhalten, damit das Schuhwerk nicht deformiert werde. Die Ausschnitte sind mit Leder verkleidet. Die einzelnen Teile des Holzfußes sind durch Bandscharniere an der Sohlenseite zusammengehalten (Fig. 18). Von beiden zeigte das rückwärtige durch häufiges Ausreißen seine besonders große Inanspruch-

Fig. 15.

Korbverkleidung.

Fig. 16.



Schuheinsatz aus Pappendeckel.

nahme. Dieser technische Mangel sowie die Beobachtung, daß das Kunstbein eine schönere Abrollung erlaubt — der Grund hierfür liegt im Vorhandensein eines Sprunggelenkes — führten dazu, die Fußkonstruktion vom Kunstbein zu entlehnen, zumal da sie kaum komplizierter noch kostspieliger ist. In jüngster Zeit verwenden wir demgemäß außer dem vorher geschilderten Zehen- ein Knöchelgelenk, dessen Beweglichkeit durch zwei Ausschnitte (am Uebergang vom Rist in die Vorderseite des Unterschenkels und ober der Ferse) gegeben ist. Die Schienen sind an die Seiten des oberen Teiles angeschraubt und unten durch eine Bolzenachse miteinander verbunden. Diese bewegt sich in Ringlagern, die am unteren Teil des Fußes angebracht sind. Die Schuhe, die für die Prothesen bestimmt sind, haben in der Sohle eine zungenförmige dünne Stahlschiene eingebaut, um ein häßliches Aufbiegen zu vermeiden.

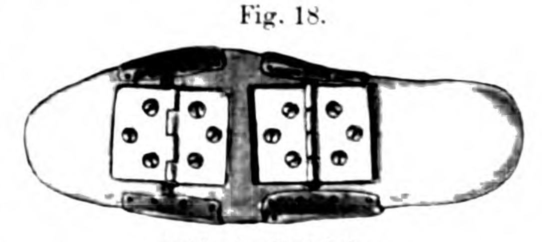
Fig. 17.



Holzfuß zur Behelfsprothese.

D i e H ü l s e n d e r B e h e l f s p r o t h e s e n. Unseres Erachtens ist Leder das vollkommenste und zur Herstellung der Verbindung des Stumpfes mit dem Traggerüst geeignetste Material. Kein anderes besitzt die gleiche Weichheit und Anschmiegsamkeit; auch die Berührungsempfindung ist bei Leder die angenehmste. Das Leder erlaubt, wenn der Stumpf sich ändert, ein öfteres Neuanpassen, ja der geringsten Veränderung kann durch stärkeres Zuschnüren Schritt für Schritt gefolgt werden. Blech- und Holzhülsen müssen völlig neu angefertigt werden. Vom technischen Standpunkt sind diese auch bei einer nur einmaligen Herstellung für einen Massenbetrieb nicht geeignet. Eine leichte Reparierbarkeit durch allerorten zur Verfügung stehende Handwerker, wie Sattler und Schuster, ist gänzlich ausgeschlossen. Auch Linoleum wurde versuchsweise verwendet, aber wieder ver-

Fig. 18.



Sohle des Holzfußes.

lassen, da es brüchig ist und zu schwer wird, wenn es ohne Versteifung die Körperlast tragen soll. Ferner erwies sich ein nach dem Prinzipe des Nürnberger Hexenfingers angefertigtes Gurtengeflecht trotz mühevollen Probierens für diese Zwecke als unbrauchbar[1]). Unsere Anschauungen bezüglich der Bedeutung und des Zwecks der Behelfsprothesen rechtfertigen auch die Verwendung des kostspieligeren Leders. Wir betrachten die Immediatprothese nicht als Uebergang zum Dauerbein, sondern auch als die Arbeitsprothese im selben Sinne, wie wir beim Arm von einer solchen sprechen. Der Amputierte erhält daher diese seine Behelfsprothese beim Verlassen des Spitals mit. Das feiner und leichter gebaute Kunstbein hält die Inanspruchnahme der täglichen groben Arbeit ja doch nicht aus. Wir müssen eben auch die Berufe in Berücksichtigung ziehen, denen die Hauptmasse der Kriegsversehrten in Oesterreich angehört. Sie bildet die Landbevölkerung, die Stadtbewohner stehen an Zahl zurück. Der Bauer ist durch den Besitz an die Scholle gebunden. Ein Berufswechsel brächte ihm keinen Vorteil. Dem Bauern ist mit dem empfindlicheren Kunstbein nicht gedient, er braucht eine derbe Arbeitsprothese, die der stärksten Inanspruchnahme und allen Witterungseinflüssen trotzt. Wir stehen daher nicht an, solchen Kriegsversehrten die Wahl zweier weiterer Behelfsprothesen statt des gebührenden Kunstbeines zu raten. Das Behelfsglied hat außerdem noch die Rolle eines Reserveersatzgliedes.

Die Herstellung der Lederhülse geschieht durch Aufwalken des Leders in feuchtem Zustand mit der Fleischseite nach außen über einem exakt hergestellten Gipsmodell. Bei der Herstellung des Modells bereits werden jene Stellen, die der Prothese besondere Stützpunkte abgeben, genau herausgearbeitet. Sie werden mit Tintenstift auf der Haut bezeichnet, erscheinen dann wieder auf dem Gipsausguß und weisen so den Bandagisten auf die Bedeutung der markierten Punkte hin. Am Oberschenkel ist in dieser Hinsicht die Furche unter dem Sitzknorren wichtig. Durch seitliches Anpassen der Gipsbindenform an den Oberschenkel knapp ober dem Knie wird dem Mechaniker die Grundlage für ein richtiges Schrenken der Schienen gegeben. Bei langen Oberschenkelprothesen ist kräftiges seitliches Einbeißen Bedingung für einen festen Sitz. Der Unterschenkel stützt sich vorwiegend mit dem Tibiaknorren auf den oberen gewulsteten Rand der Prothese. Ein gutes Anpassen ist besonders wichtig, da erwiesenermaßen hier

[1]) Inzwischen scheint damit Thiessen zu einem befriedigenden Resultat gekommen zu sein.



die Belastungsfähigkeit der Stumpffläche öfters fehlt. Ueber dem Fibulaköpfchen muß die Prothese hohlgehalten werden, damit der Nervus peroneus nicht gedrückt wird.

Wie bereits gesagt, wird in den meisten Fällen das Leder aufgewalkt; nur bei kurzen (unter 20 cm langen) Oberschenkelstümpfen wird nicht über Modell gearbeitet, sondern nach Papierschablone. Die ganz kurzen Stümpfe, die nicht zu fassen sind, erhalten einen angewalkten Lederteller. In gleicher Weise ist bei den Amputierten nach Gritti die Hülse unten durch Walkung in sich abgeschlossen. Gewöhnliche Oberschenkelstümpfe dagegen sitzen auf einer Platte aus Stahlblech mit Versteifungsring als unterem Abschluß der Hülse. Ein oder zwei eingelegte Scheiben aus Sattelfilz dienen als Polsterung.

Eine Fütterung, die in die Prothese eingenäht ist, erhalten nur ganz kurze Stümpfe. Bei längeren geben wir, da bei ihnen die Gefahr der leichten Verschieblichkeit nicht besteht, aus Reinlichkeitsgründen einen herausnehmbaren Strumpf, der aus abgestepptem, mit Moleskin überzogenem Prothesenfilz verfertigt ist. Eine eigene Polsterung hat der Sitzring. Ursprünglich gebrauchten wir den gewöhnlichen Bandagistensitzring, später ließen wir ihn nasenförmig ins Innere der Prothese hinein vorragen, damit er ja fest unterm Sitzknorren eingreife. Wir mußten bald davon abstehen, da magere Leute den Druck auf den N. ischiadicus besonders beim Sitzen nicht vertragen. Ist das Tuber ossis ischii wegen des starken Fettpolsters nicht tastbar, so ist diese Anordnung von Vorteil.

Die Unterschenkelprothesen haben außer der Hülse, die den Stumpf aufnimmt, zur Erzielung einer besseren Fixierung noch eine breite Manschette, die den Oberschenkel einschließt. Ihre Höhe steht im umgekehrten Verhältnis zur Länge des Unterschenkelstumpfes. Ihr Verschluß erfolgt durch mehrere Schnallenriemen aus Sportleder. Die Stumpfhülsen werden durch Schnürung geschlossen, die beim Unterschenkel häufig nicht nötig ist.

Für besondere Anforderungen, die Beruf und Stumpfeigenart unter Umständen stellen können, haben wir besondere Prothesenformen. So erhält ein Straßenpflasterer, der in der unteren Oberschenkelhälfte amputiert ist, zur Erleichterung der knieenden Stellung, die er stundenlang einnehmen muß, unter dem Stumpf ein entsprechendes Filz- und Lederpolster. Eine starke Feder wirkt mit einem Riemen vorne über das Knie der Prothese behufs leichterer Streckung des Unterschenkels beim Aufstehen. Einem Oberschenkelamputierten mit



Ankylose des Hüftgelenkes wird zur Verbesserung des Sitzes außer dem normalen Kniegelenk der Prothese noch ein zweites Scharniergelenk höher oben am Stumpfende in die Oberschenkelschiene gegeben (Werkmeister W e i ß). Beim Stehen und Gehen ist dieses automatisch festgestellt; beim Sitzen freigegeben, ermöglicht es eine Knickung des Oberschenkels mit nach oben offenem Winkel, wodurch ein senkrechtes Aufstellen des Unterschenkelteils und gute Stützung des Stumpfes im Sitz möglich wird (Fig. 19).

Die Befestigung der Lederbestandteile an den Schienen erfolgt bei der Anprobe mit Eisennieten, definitiv mit Kupfernieten.

Fig. 19.



Auf die unverrückbare Befestigung der Prothese wird der größte Wert gelegt. Hierzu ist vor allem eine genau sitzende Hülse notwendig. Zur Vermeidung einer zentralwärts gerichteten Verschiebung belasten wir, soweit als es nur irgend möglich ist, sämtliche Stumpfflächen. Der Drehung der Prothese um ihre Längsachse wirkt beim Unterschenkel ein genaues seitliches Anpassen der Schienen ober dem Knie entgegen. Denselben Zweck verfolgt das bei kurzen Oberschenkelstümpfen in Verwendung stehende Hüftgelenk. Es ist wie bei der Gipsprothese ein einfaches Scharniergelenk, dessen Achse der Pendel-

bewegung des Beines entsprechend angeordnet ist. Auf eine Ad- und Abduktion wird verzichtet. Die Schiene des Gelenkes ist mittels der Beckenplatte an einem breiten Hüftgürtel befestigt. Dieser soll auch eine Verschiebung der Prothese gegen die Peripherie verhindern. Bei längeren Stümpfen erfolgt die Verbindung des Gürtels mit der Prothese in der Hüfte durch 1—3 breite Riemen aus gefettetem Leder (Fig. 20). Stümpfe, die durch Amputationen im oberen Drittel des Oberschenkels entstanden sind, neigen zur Abduktion. Um dies zu vermeiden, verwenden wir den Markschen Gleitriemen (Fig. 20). Hier sowie bei kurzen Unterschenkelstümpfen gebrauchen die Patienten mit Vorliebe einen nur außen 2mal um die Prothese herumgeführten Gabelriemen (Fig. 14). Die Oberschenkelstümpfe mittlerer Länge erhalten statt einer Befestigung mittels Gürtels einen sog. Schnürfurchenriemen. Er verläuft durch zwei Schlitze der Hülse so, daß er die Vorderseite des Oberschenkels umfaßt, rückwärts aber, wo empfindliche Weichteile verlaufen, außen geführt wird (Fig. 11, 20).

Fig. 20.



Behelfsprothese für längere Oberschenkelstümpfe.

Es werden alle Hilfsmittel angewendet, um den Patienten das unangenehme Gefühl des lockeren Sitzes der Prothese zu nehmen. Wie weit die Furcht der Patienten geht, die Prothese zu verlieren, ist aus ihrem Bestreben ersichtlich, möglichst viele solcher Befestigungsmittel zu erhalten. Bei den Oberschenkelprothesen wird außer den genannten Mitteln fast regelmäßig ein Schultergurt verlangt (Fig. 11, 12, 13). Er verläuft zwecks gleichmäßiger Verteilung über beide Schultern und ist vorne und rückwärts mit einem gemeinsamen Endkeil an der Prothese befestigt.

Aus kosmetischen Gründen wird den Arbeitsprothesen eine Ver-

kleidung gegeben. Sie besteht aus mehreren Stücken, die je nach der Länge des Stumpfes in ihrer Gesamtheit oder einzeln verabreicht werden. Für den Oberschenkel ist eine rinnenförmige, knieartig abgebogene Weißblechhülse (Fig. 11, 12, 20) vorgesehen, die besonders beim Sitzen das Einsinken der Beinkleider verhindert. Die Verkleidung des Unterschenkels erfolgt durch eine konische Papphülse (Fig. 13, 14), die mit Leinwand überzogen ist, scharnierartig aneinander geklappt werden kann und durch eine Schnürung geschlossen wird. Anfangs benutzten wir zur Verkleidung Korbgeflecht, das sich durch seine Leichtigkeit auszeichnet. Wir kamen jedoch wegen des knarrenden Geräusches beim Gehen und wegen der Brüchigkeit bald davon ab. Dann wurde der Fußteil durch eine Pappendeckelform (Fig. 16) ersetzt. Eine solche hält die starke Inanspruchnahme nicht aus, so daß wir seit längerem zu den bereits beschriebenen Holzfüßen übergegangen sind.

Wir glauben nicht, daß unsere Behelfsprothesen das höchste Ziel der Vollendung darstellen; sie dürften immerhin in mancher Hinsicht verbesserungsfähig sein. Beim ersten Anblick geben die starken Eisenschienen und das kräftige Leder den Eindruck besonderer Schwere. Wiegt man vergleichend eine Behelfsprothese und ein Kunstbein, so wird jedoch der Unterschied ziemlich gering sein. Oberschenkelbehelfsprothese mit Fußplatte und Pappeverkleidung 3200 g, Oberschenkelkunstbein (Orthoproban) 2800 g. Es ergibt sich also ein Unterschied von 400 g, der sich bei Anbringung eines Holzfußes um 280 g erhöht.

Dieses Mehrgewicht ist bei den Anforderungen, die an eine Arbeitsprothese gegenüber einem Kunstbein gestellt werden, wohl durch die Notwendigkeit einer stärkeren Konstruktion zu rechtfertigen.

Die Abnützung der Behelfsprothese ist naturgemäß durch das bewegliche Knie vermehrt. Bei sitzenden Berufen braucht der Vorteil des abbiegbaren Beines nicht auseinandergesetzt zu werden. Auch im täglichen Leben ist die Behinderung durch das notwendigerweise weggestreckte Bein eine beträchtliche. Das Kniegelenk ist nicht als eine Maschine zu betrachten, die durch eine feste Aufstellung eine ganz bestimmte Beanspruchung erfährt, der man technisch entgegenkommen kann. Es handelt sich vielmehr hier außer den Scharnierbewegungen auch um eine Beanspruchung im Sinne von Drehbewegungen um die Längsachse des Beines, ferner um seitliche Verschiebungen bei gleichzeitiger Belastung. Dementsprechend ist der Abnutzungskoeffizient ein

Fig. 21.

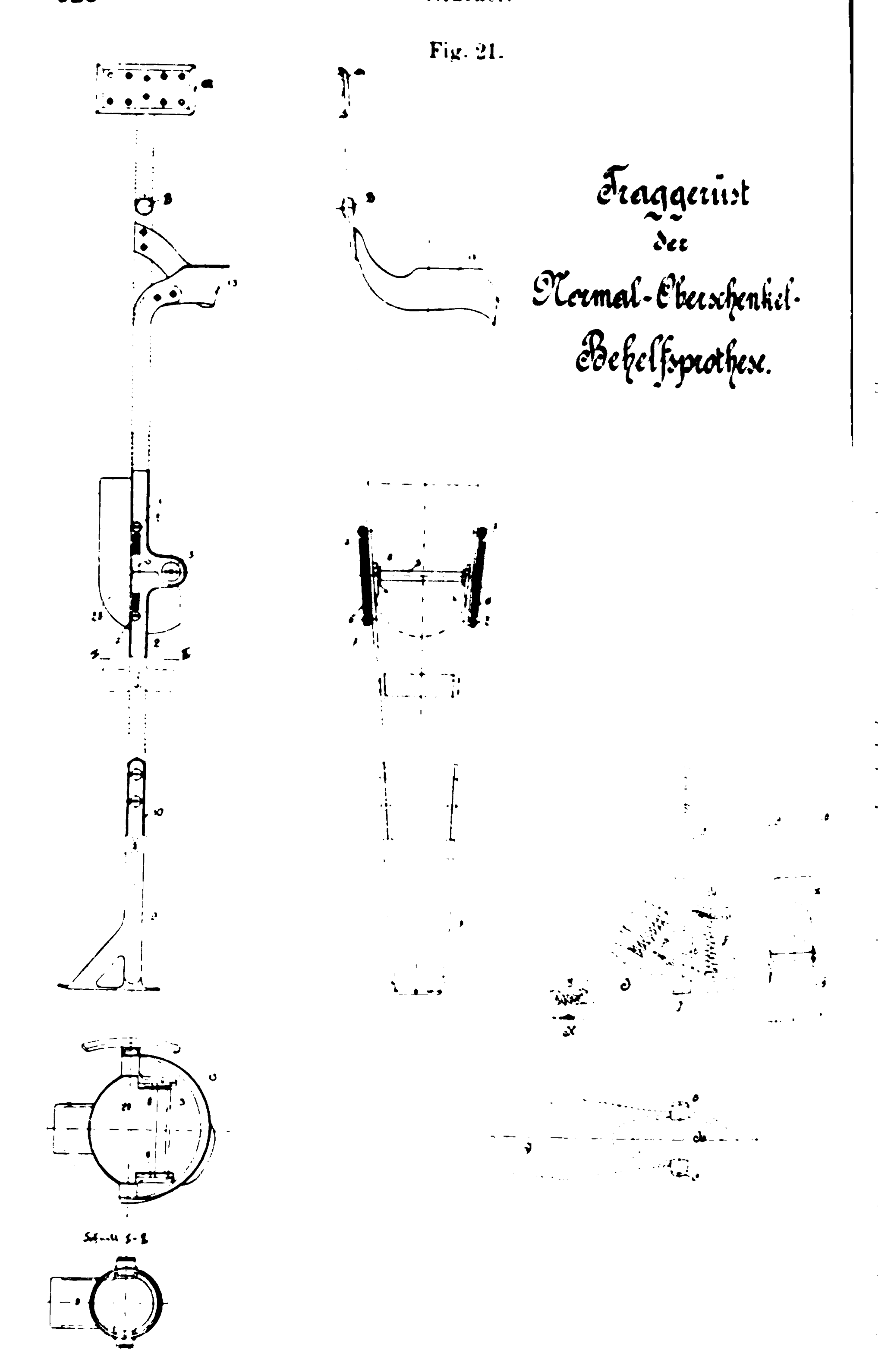
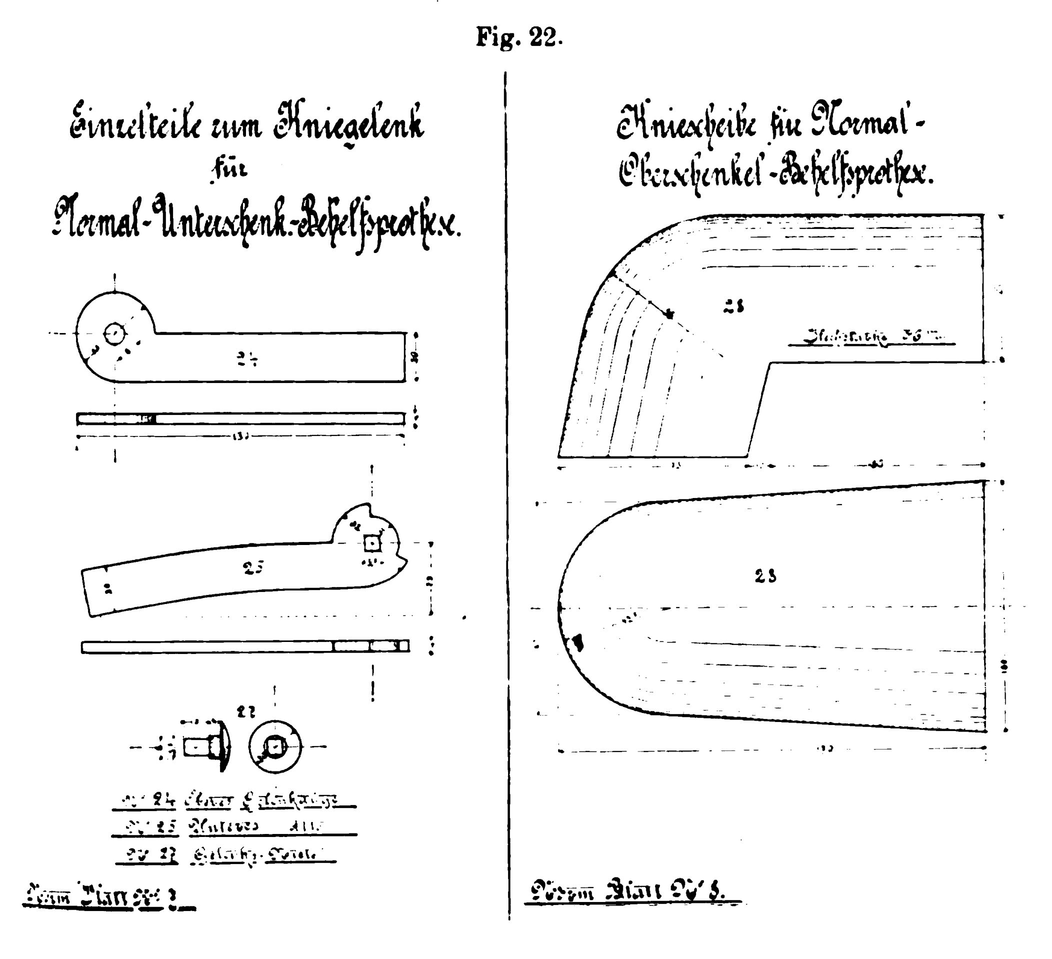


Fig. 22.



ziemlich hoher. Diesem Nachteil stellen wir die Normalisierung entgegen, die mit geringen Kosten und wenig Zeitaufwand den Austausch eines beschädigten Gelenkes oder Schienenteiles erlaubt. Bei Prothesen aus anderem Material ist in solchen Fällen die ganze Prothese unbrauchbar.

Anhang.

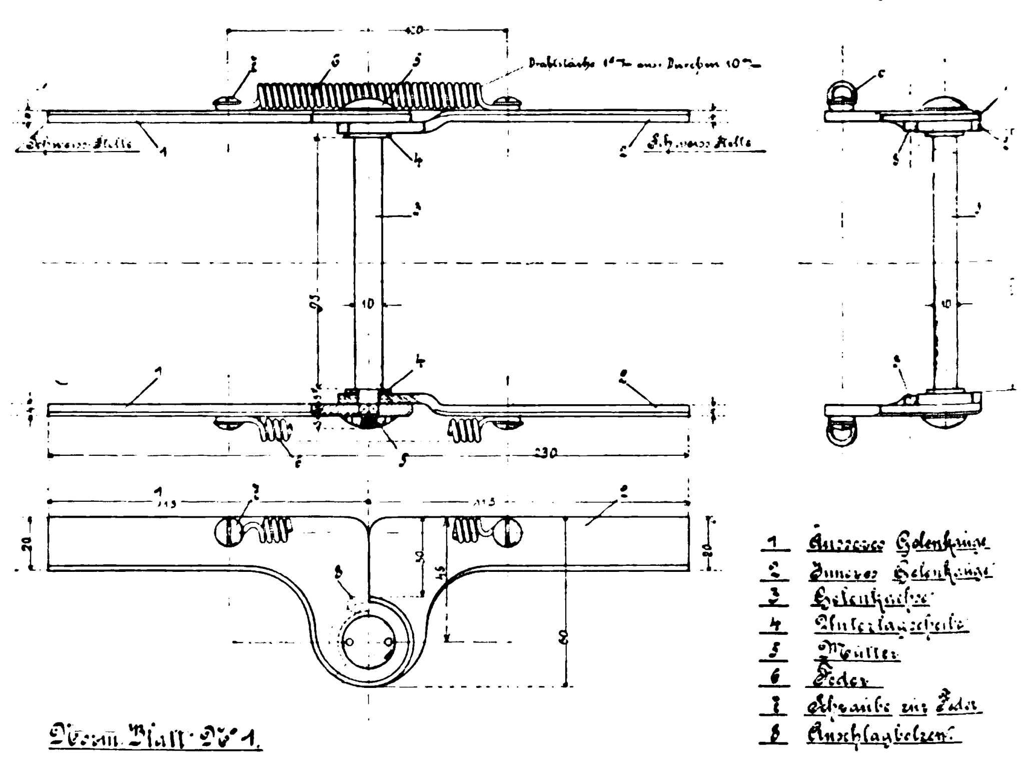
Die Normalisierung der Behelfsprothesen.

Unter Normalisierung versteht der Techniker die völlig gleichartige Herstellung von Maschinenbestandteilen, so daß sie bei etwaigen Schäden aus einem Vorrat ausgewechselt werden können. Die Größenunterschiede der Teile dürfen nur ganz minimal sein. Diese sog. Toleranz wird mittels der Grenzlehren bestimmt. Wilhelm Exner übertrug nun diesen Brauch der Maschinentechnik auf den Prothesenbau.

Die Normalisierung bringt von selbst eine fabriksmäßige Herstellung der einzelnen Teile mit sich, die Folge davon ist eine bedeutende Herabsetzung des Preises. Für den Prothesenträger spielt aber außerdem die rasche Beschaffbarkeit der Ersatzteile eine große Rolle. Er ist dadurch in seiner Beschäftigung nur ganz kurze Zeit gestört. Diese materiellen Vorteile erscheinen von nicht geringer sozialer Bedeutung.

Fig. 23.

Knieachse für Normal-Oberschenkel-Behelfsprothese.



Die Normalisierung kann natürlich nur das Prothesengerippe betreffen.

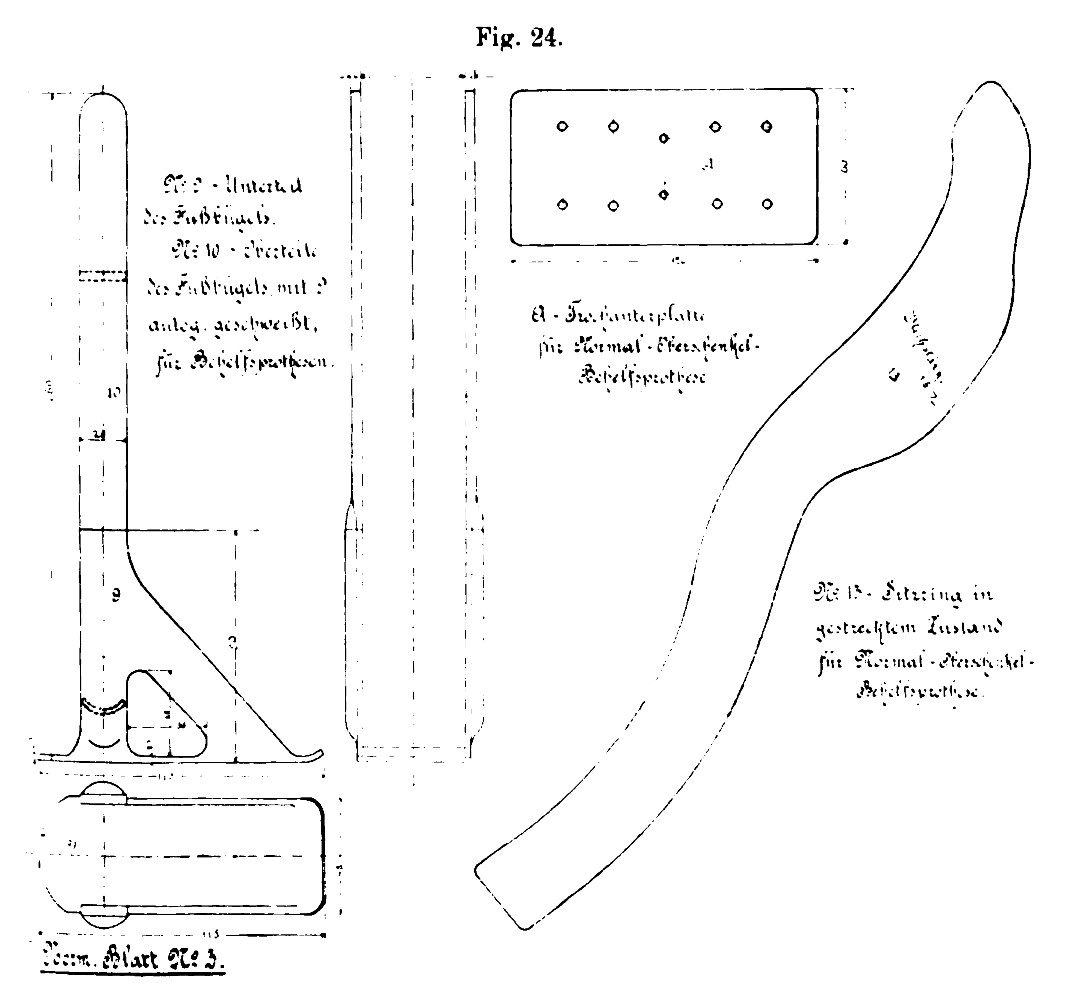
Die Fabrik liefert die einzelnen Teile, die der Mehrzahl nach aus Stahlblech gepreßt und gestanzt werden; nach entsprechender Zurechtbiegung und Anpassung werden die Schienen autogen geschweißt, so daß sie der Beinlänge des betreffenden Patienten entsprechen.

Die Fig. 21—24 geben die Konstruktionszeichnungen wieder, nach denen die Einzelteile der Behelfsprothesen erzeugt werden.

Details können in: A. Mestiz, Normalisierung der Behelfsprothesen, in „Die Technik für die Kriegsinvaliden“ 1916, Heft 6, nachgesehen werden. Unsere Behelfsprothese wurde auch von den deutschen Prüfstellen übernommen.

Trotz der Auswechselbarkeit der einzelnen Bestandteile ist auf die Einfachheit der ganzen Prothese der größte Wert gelegt. Alle

Fig. 24.



Bestandteile sind leicht zugänglich, so daß der Prothesenträger Kleinigkeiten mit den einfachsten Werkzeugen selbst reparieren kann, ohne die Prothese aus der Hand geben zu müssen. Zu diesem Zweck werden die Leute während ihres Spitalaufenthaltes angehalten, sich mit den notwendigen Handgriffen in der Sattlerwerkstätte und Schlosserei vertraut zu machen.



Literatur.

v. Baeyer, Künstliche Beine. Münch. med. Wochenschr. 1914, Nr. 46.

Hoffmann, Zur Kontrakturenbehandlung kurzer Unterschenkelstümpfe. Münch med. Wochenschr. 1916, Nr. 15.

Resolution. Gesellsch. d. Aerzte. Wiener klin. Wochenschr. 1915.

Seidler, Schwierige Immediatprothesen. Münch. med. Wochenschr. 1916, Nr. 1.

Spitzy, Behelfsprothesen. Deutsche med. Wochenschr. 1916, Nr. 24.

Spitzy, Zur Prothesenfrage. Münch. med. Wochenschr. 1915, Nr. 41.

Spitzy, Zur operativen Behandlung von Kniekontrakturen bei Unterschenkelstümpfen. Zentralbl. f. Chir. 1917.



XXX.

Aus dem orthopädischen Spital und den Invalidenschulen in Wien
(k. u. k. Reservespital 11,
Kommandant Oberstabsarzt Prof. Dr. Hans Spitzy).

Unser Kunstbein.

Von

k. k. Oberarzt Dr. **Felix Bauer,**
ärztlicher Leiter der Prothesenwerkstätten.

Mit 14 Abbildungen.

Der Herstellung des Kunstbeins war in unseren Prothesenwerkstätten anfänglich ein geringerer Raum gewidmet als der dringend notwendigen Lederimmediatprothese. Die Bandagistentechnik hat in der Konstruktion des Kunstbeins nach jahrhundertelanger Entwicklung viel erreicht. Jeder gute Bandagist kann heute unter ärztlicher Ueberwachung nach althergebrachter Technik ein gutes Kunstbein herstellen. Für Arm- und Behelfsprothesen kann das nicht behauptet werden. Unseren Wunsch, die Privatindustrie an der Versorgung der Kriegsbeschädigten teilnehmen zu lassen, konnten wir bei den Kunstbeinen durchführen; und das um so eher, weil die von uns angefertigte Behelfsprothese jedes Mannes dem Außenbandagisten ein genaues Vorbild für den Bau des Kunstbeines gibt. Unsere Werkstätte hat daher mehr als ein Drittel der gesamten Kunstbeinerzeugung an Privatbandagisten abgeben können. Die Leistungsfähigkeit unserer Werkstätten an Kunstbeinen beträgt derzeit 60 Stück im Monat. Wir haben bis Ende 1916 458 Kunstbeine erzeugt.

Unser Kunstbein hat grundsätzlich den möglichst einfachsten Bau, mit Vermeidung jedes leicht verderblichen und schwer auszubessernden Mechanismus und ist im wesentlichen eine elegantere und technisch vollkommenere Wiederholung der Lederimmediatprothese. Das Kunstbein für Oberschenkelamputierte (Fig. 1 links) hat ein Stütz-



gerüst aus zwei kräftigen Oberschenkelschienen (Fig. 2 Konstruktionszeichnung *1*), welche durch ein doppelt gefrästes, zweiteiliges Bolzengelenk an Stelle des Knies mit den oberen Unterschenkelschienen (*2*) verbunden sind. Diese sind in der unteren Hälfte zweiteilig gegabelt und beiderseits in entsprechende Ausnehmungen des lindenhölzernen Unterschenkelteiles bis beinahe zu dessen Mitte eingelassen. Knapp unter dem Kniegelenk sind sie durch einen starken, in der Mitte verbreiterten metallenen Halbzirkel verbunden (*3*). Der Holzteil (*4*) übernimmt von ihnen die Körperlast und gibt sie in seinem unteren Viertel an die beiden oberen Schienen des Sprunggelenks (*5*) weiter. Die Unterschenkelhülse ist in ihrem unteren Viertel massiv, sonst derart gehalten, daß die Wandstärke von oben (ca. 2 mm) nach unten (ca. 10—12 mm) allmählich zunimmt. Die hohle Achse des Sprunggelenks (*6*) läuft in einer Büchse (*7*), welche durch zwei Schraubenbolzen (*8*) in einer entsprechenden Ausnehmung des Holzfußes (*9*) mit Muttern (*10*) verschraubt wird (Details der Konstruktion Fig. 8). Durch entsprechende Formung der Endflächen des Unterschenkel- und Fußteiles ist die Beweglichkeit im Sprunggelenk eingeschränkt. Für elastisch nachgiebige Feststellung des Gelenks sorgen jedoch die beiden Gummipuffer oder Spiralfedern vorne und rückwärts (*11*), welche die Strecker und Beuger des normalen Gelenkes ersetzen. Der vordere Puffer ist kräftiger als der hintere, da die Schwerlinie des Körpers sich fast stets vor der Gelenkachse befindet. Die mögliche Beweglichkeit im Sprunggelenk spielt zwischen Winkeln von 130° und 80°.

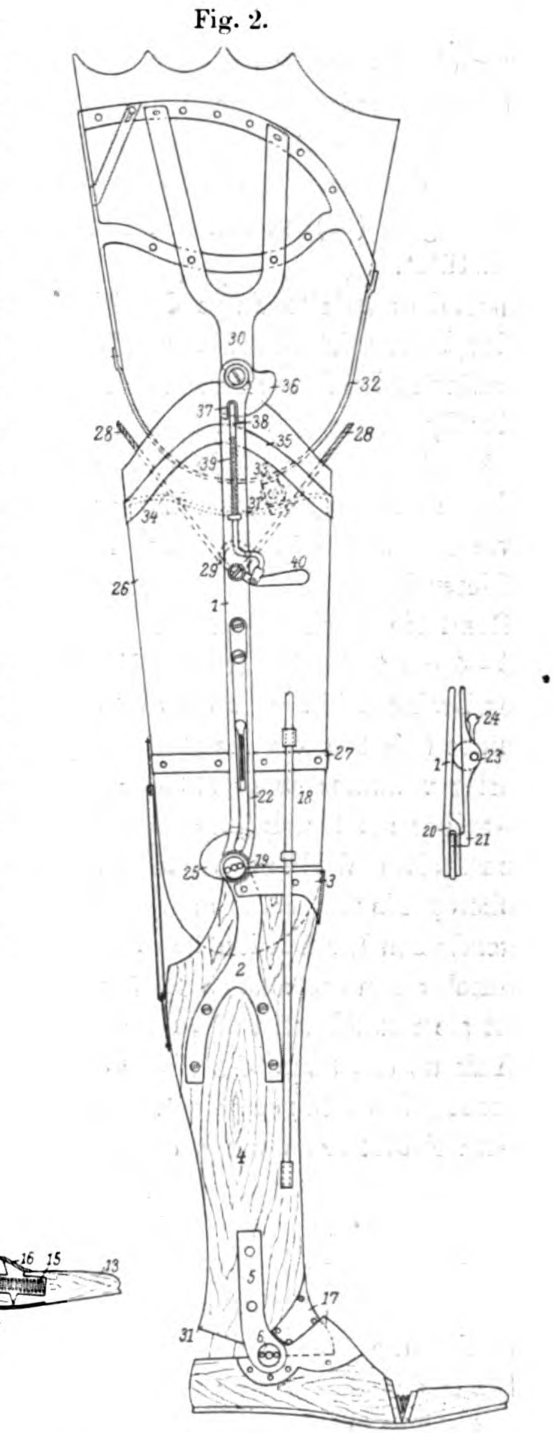
Fig. 1.



Der Holzfuß besteht aus einem Fersenmittelfußteil (*12*) und einem Vorfußteil (*13*). Das Gelenk zwischen ihnen ist durch Aus-

schneiden des Holzes und eine basale Verbindung aus Leder (*14*) oder ein gewöhnliches Scharnier gebildet. Eine dorsale Feder (*15*) in entsprechenden Höhlungen sorgt für die nötige Streckung. Außen ist der Spalt durch ein Lederstück (*16*) überdeckt. Zur Sicherung gegen Bruch hat es sich als vorteilhaft erwiesen, das vordere untere Ende der Unterschenkelhülse, sowie das übergreifende vordere obere des Holzfußes (*17*) mit Metall zu beschlagen. Die Fußsohle ist mit Filz und Leder gepolstert.

Fig. 2.



Die notwendige Streckung des Kniegelenks bewirkt entweder ein von der Oberschenkelhülse über das Kniegelenk zur Unterschenkelhülse ziehender Gummizug (*18*), oder eine um die Knieachse gewickelte Spiralfeder, deren inneres Ende an der mittleren Oberschenkelschiene ein Stück hinaufgeführt und dann mit ihr fest vernietet ist. Das äußere Ende der Spiralfeder ragt frei in den Unterschenkel hinein und stützt sich auf seine vordere Innenwand. Das Kniegelenk ist stets mit einer Sperre versehen, welche es in Streckung feststellen kann. Dazu ist das Kniegelenkauge der Oberschenkelschiene (*19*) der Tiefe

nach gegabelt und im vorderen Teile (*20*) mit einem Einschnitt zum Durchlaß einer Sperrnase (*21*) des federnden, an der Gelenkschiene (*1*) festgeschraubten Sperrhebels (*22*) versehen. Die Betätigung des Sperrhebels erfolgt mittels Hebedaumens (*23*), der, an der stärksten Stelle des Sperrhebels drehbar gelagert, mit einem kleinen vorstehenden Handgriff (*24*) versehen ist und sich gegen die Gelenkschiene (*1*) abstützt.

Das zweite Auge des Kniegelenks wird von dem oberen Ende der Unterschenkelschiene gebildet und ist ebenfalls segmentartig erweitert. In dieser Erweiterung (*25*) ist ein Einschnitt zur Aufnahme der Sperrnase (*21*) bei Streckung des Knies vorgesehen.

Am oberen Ende sind die beiden Oberschenkelschienen dorsal durch einen metallenen Halbring, der von der Mitte der Oberschenkelvorder- und -rückseite an lateralwärts stark aufsteigt, verbunden. Dieser Halbzirkel trägt mit seinem nach außen umgebogenen oberen Rand ein nach innen ein wenig vorspringendes, 10—12 cm breites, 3—4 cm tiefes Polster aus Filz und Flanell, welchem der Sitzknorren und seine beiderseitige nächste Umgebung aufsitzt. Die Oberschenkelhülse (*26*) besteht aus starkem Walkleder. Sie ist nach unten becherartig vollkommen geschlossen, in der Mitte der Vorderseite auf etwas weniger als Stumpflänge geschlitzt und durch Schnürung verschließbar. Die Wirkung dieser Schnürung kann durch einen an ihrem oberen Ende medial angebrachten und in eine laterale Schnalle angezogenen Riemen erhöht werden. Die Hülse ist in ihrer unteren Hälfte durch einen metallenen Reif (*27*) gegen Einknickung verstärkt. Innen ist sie mit Flanell und gestepptem Sämischleder ausgefüttert. Für den Auftritt des Stumpfes sind auf einem Blechstück mehrere Teller aus dickem Sattelfilz eingelegt. Wenn es die Stumpflänge erlaubt, ist unter dem Adduktorenansatz ein Innenriemen angebracht (Spitzy).

Die Befestigung des Beines am Körper geschieht regelmäßig bei einer Stumpflänge von mehr als 20 cm durch einen ledernen Trochanterriemen an einem weichen Hüftgürtel. Bei kürzeren oder besonders schlechten Stümpfen und bei geringer Gehfähigkeit des Trägers verbindet die äußere Oberschenkelschiene ein dreiteiliges Scharnier an Stelle des Trochanters mit einer kräftigen Schiene, welche oben starr mit einer federnden Beckenplatte (38 × 5 cm) verbunden ist. Diese ist mit Sämischleder gefüttert und wird mit einem weichen Gurt fest an das Becken geschlossen. Ihr normaler Sitz ist derart, daß ihr unterer Rand $1\frac{1}{2}$—2 cm oberhalb der Spina ant. sup. abschneidet. Nach be-



sonderem Wunsch des Invaliden müssen wir sie aber manchmal als Hüftgürtel höher oben, manchmal bis an den Rippenbogen reichend, anlegen.

Vom Gürtel zieht zwischen den Beinen durch von vorne nach rückwärts ein rundgenähter Riemen (*28*), welcher an der Innenfläche des Schenkels über ein an der inneren Oberschenkelschiene angebrachtes Rädchen läuft (M a r k s). Dieser Riemen hindert eine unerwünschte Abduktion des Beines und erhöht die Verbindungssicherheit zwischen Becken und Prothese. Ueberdies haben unsere Invaliden noch den regelmäßigen Gebrauch von Tragriemen über beiden Schultern durchgesetzt. Es mag wirklich angenehmer sein, das Mittragen des Körpers auf einen eingeschnürten Bauch und eine beengte Brust zu verteilen, als eines von beiden allein in Anspruch zu nehmen.

Fig. 3.



Bei noch kürzeren Stümpfen ist es notwendig, die Mitarbeit des Beckens in stärkerem Maße für den Gang heranzuziehen. Bei Stümpfen von ungefähr 10 cm Länge abwärts geschieht dies durch vollkommeneres Fassen des Beckens mit Schienen in Anordnung des Beckenkorbes (Fig. 3). Ebenso ist der in Fig. 4 abgebildete, beiderseits im Oberschenkel Amputierte versorgt. Das Bestreben, den kurzen Oberschenkelstumpf besser zu fassen, veranlaßt uns manchmal, von der schnürbaren Hülse abzugehen. Wir geben dann eine vollkommen geschlossene Hülse, welche durch den nun vorne zu einem vollen Ring geschlossenen Sitzring verstärkt ist. Stumpfreste, welche nicht mehr zu fassen sind, werden wie Enukleationen behandelt.

Je kürzer der Stumpf, um so größer die Neigung zur Beugekontraktur. Ihr entgegenzuwirken, kann ein elastischer Zug von der Oberschenkelhülse zum Becken rückwärts über das Hüftgelenk geführt werden.

Das Kunstbein für Oberschenkelamputierte ist stets ca. 2 cm kürzer als der normale Fuß. Dadurch wird das Durchziehen des Kunstbeins beim Gehen, besonders auf schwierigem Boden, erleichtert.

Der Fuß des Kunstbeines steht gegen den Schaft des Unterschenkels in Spitzfußstellung von mehreren Graden, so daß sich nach Bekleidung mit dem Schuh eine Hackenfußstellung von mehreren Graden ergibt.

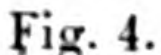


Fig. 4.



Das Kunstbein des Enukleierten (Fig. 5, Konstruktionszeichnung Fig. 2) hat zur beschriebenen Konstruktion einen an den Unterleib angewalkten Beckenkorb, welcher nach H e s s i n g scher Anordnung gefertigt ist; außer dem Becken schließt die Hülse auch die ganze Amputationsfläche bis zur Mittellinie des Körpers fest ein. Die Uebertragung des Körpergewichts auf das Bein geschieht durch die gegabelte Trochanterschiene (*30*), welche durch das dreiteilige Hüftgelenk mit

der äußeren Oberschenkelschiene verbunden ist; überdies durch eine medial von der Achse des Beines angeordnete Stützvorrichtung. Sie besteht aus einer Rolle (*31*), welche an einer von vorne nach rückwärts über die Stumpffläche laufenden Schiene (*32*) des Beckenkorbgerüstes mit einem Tragbügel (*33*) befestigt ist. Die Rolle gleitet auf einer in sagittaler Ebene gelegten Stützschiene des Oberschenkels (*34*), welche wieder durch einen rund um das obere Ende der Oberschenkelhülse geführten Metallzirkel (*51*) mit den Oberschenkelschienen (*35*) fest verbunden ist. Diese Gleitführung dient zur Entlastung des Hüftgelenks. Zur nötigen Versteifung beim Gehen ist das Hüftgelenk automatisch gesperrt. Hiezu ist das Ende der Tragschiene (*30*) zu einem Segment (*36*) erweitert und mit einem Einschnitt (*37*) zur Aufnahme des Sperrschiebers (*38*), welcher durch eine Feder (*39*) stets hineingedrückt erhalten wird, versehen. Durch Hinunterdrücken des Hebels (*40*) kann die Sperre gelöst werden, wonach die zum Sitzen notwendige Beugung im Hüftgelenk möglich ist. Ueberdies wird auch dieses Kunstbein, wie alle anderen, mit einem Traggurt an den Schultern aufgehängt.

Fig. 5.



Unser Kunstbein für den Unterschenkelamputierten besteht aus kräftigen, durch ein dreiteiliges Kniescharnier verbundenen Stahlschienen. Die Konstruktion des Sprunggelenks und Fußes ist dieselbe wie bei der Oberschenkelprothese. Hülse für Ober- und Unterschenkel sind aus kräftigem Walkleder und ebenso wie die Behelfsprothese mit Riemen geschlossen (Fig. 1, rechtes Bein).

Auch bei längeren Unterschenkelstümpfen benutzen wir an der Lederhülse des Oberschenkels Schienen und Kniegelenk. Als Stützfläche verwenden wir nach äußerster Möglichkeit die Endfläche des Stumpfes, daneben, oder, wenn dies nicht möglich ist, ausschließlich die unteren Flächen des seitlichen Schienbeinknorrens, des Fibulaköpfchens und der Patella. Die Oberschenkelschienen sind dem Knochen

angepaßt und ober dem Kniegelenk scharf an diesen gedrängt, wodurch eine gute Aufhängung des Beines gegen das Abfallen beim Heben bewirkt wird. Die Oberschenkelhülse ist um so länger, je kürzer der Unterschenkelstumpf ist. Nur in seltenen Fällen, wenn ein kurzer Unterschenkelstumpf auf die Endfläche nicht auftreten kann, wird ein Teil der Körperlast durch einen Sitzring wie bei der Oberschenkelprothese am Sitzknorren übernommen. Ausnahmsweise bei sehr muskelarmem Oberschenkel kann ein weicher Hüftgurt nötig sein, um die Prothese gegen ein Abfallen beim Heben des Beines aufzuhängen.

Bei sehr kurzen Unterschenkelstümpfen geben wir, um diese besser zu fassen, nach Anordnung von Erlacher den Schienen des Kunstbeins sowie der Lederbehelfsprothese eine S-förmige Biegung. Dieselbe leistet auch bei Kontrakturen des Unterschenkelstumpfes vorzügliche Dienste. Die Schienen folgen in diesem Fall genau der Achse des nicht vollständig streckbaren Unterschenkels und erreichen abwärts durch allmähliche Krümmung nach vorne an normaler Stelle den Boden. Durch diese Anordnung wird eine volle Ausnutzung des noch vorhandenen Bewegungsumfangs erzielt. Die Sicherheit in der Führung der Prothese wird bedeutend gebessert.

Der Fuß unserer Unterschenkelprothesen steht gegen den Schaft in stärkerer Spitzfußstellung, als beim Kunstbein für den Oberschenkel: derart, daß auch bei angelegtem Schuh noch ein geringgradiger Spitzfuß besteht. Diese stets geringgradige Spitzfußstellung darf um so beträchtlicher sein, je länger der Unterschenkelstumpf ist.

Das Gewicht unserer Kunstbeine beträgt:

Für Exartikulierte	4800 g
Für Oberschenkelamputierte mit Beckenkorb . .	4300 „
Für Oberschenkelamputierte	3000—3400 g
Für Unterschenkelamputierte	2350 g

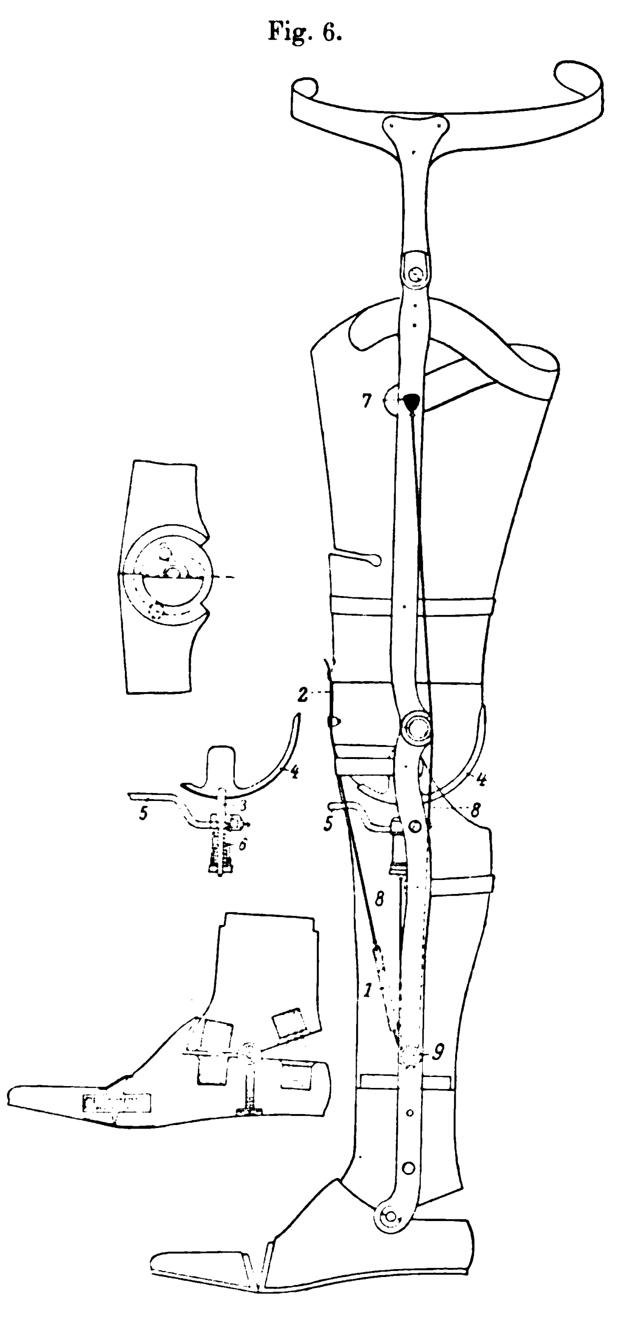
Die von den Außenbandagisten gelieferten Prothesen sind stets in den Grundsätzen ihres Baues den unseren gleich. Nur besteht die Unterschenkelhülse für den Oberschenkelamputierten aus Leder.

In jüngster Zeit haben wir uns der von dem Verein „Technik für Kriegsinvalide" nach Initiative W. Exners durchgeführten Normalisierung des Kunstbeins angeschlossen. Das normalisierte Stützgerüst unterscheidet sich von dem bisher von uns verwendeten durch die Konstruktion der Gelenke. Das dabei verwendete ver-



büchste Sprunggelenk ist bereits vor mehreren Monaten von uns angenommen worden. Es wurde oben kurz beschrieben (Fig. 2, 7). Die normalisierten Scharniergelenke des Knies sind dreiteilig gefräst und haben eine gemeinschaftliche, durchgehende Achse, die in einer gehärteten Büchse läuft. Das Kniegelenk der Prothese für Unterschenkelamputierte ist konstruktiv gleichartig. Die durchlaufende Achse ist natürlich ersetzt durch getrennte, der Breite des einzelnen Gelenkes entsprechende Einzelachsen, welche ebenfalls in gehärteten Büchsen laufen. Die Konstruktionen stammen von A. Ehrenfest-Egger, dessen Originalmitteilung in den „Mitteilungen der Technik für Kriegsinvalide“, 4. Heft, die ausführlichen Konstruktionszeichnungen enthält. Den Bau eines mit diesen Normalschienen ausgeführten Beines der für uns liefernden Gesellschaft für orthopädische Mechanik „Ortoproban“ gibt die Konstruktionszeichnung (Fig. 6). Diese zeigt noch außerdem Unterschiede des Kunstbeins gegen unser eben besprochenes in zwei Punkten. Erstens: zur Streckung des Kniegelenks wird eine Spiralfeder (*1*), die in der Unterschenkelhülse angebracht ist und mit einem Riemen (*2*) an der Oberschenkelhülse befestigt ist, verwendet.

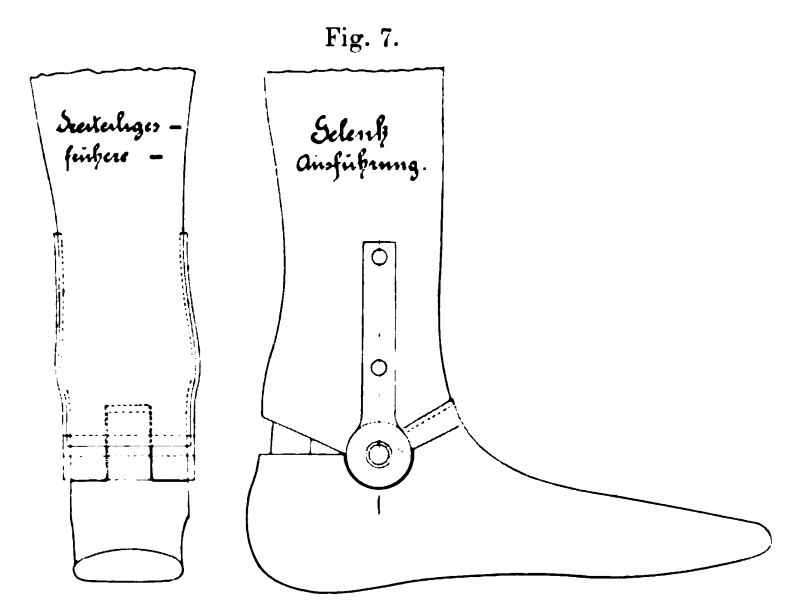
Fig. 6.





Zweitens in der verschiedenen Sperre des Kniegelenks. Diese ist in der Mittellinie gelegen und wirkt durch Eingreifen eines Bolzens (3) infolge Druckes der Feder (6) in die metallene Kappe (4) des Oberschenkels. Durch seitliches Verschieben des Hebels (5) kann die Sperre dauernd abgestellt werden. Eine vorübergehende Abstellung von der Hüfte her ist durch Zug an dem Knopf (7), welcher durch die über ein Rädchen (9) geführte Saite (8) auf den Schieber (3) gegen die Feder wirkt, möglich. Dieser Knopf wird beim Niedersitzen benutzt: beim Aufstehen schnappt der Sperrzapfen automatisch wieder ein.

Fig. 7.



Eine seitliche Kniesperre, wie wir sie bisher benützt haben, ist beim normalisierten Kniegelenk nicht leicht anzubringen. Die beschriebene Kniesperre scheint nach den bisherigen kurzen Erfahrungen berechtigten Forderungen nicht ganz zu entsprechen.

Wir sind nach den einjährigen Versuchen des Vereins „Technik für Kriegsinvalide“ mit den normalisierten Schienen überzeugt, daß die Abnutzung dieser Gelenke eine geringere sein wird, als die der bisher von uns verwendeten. Bei der Verwendung der vom Knie bis zum Sprunggelenk laufenden normalisierten Unterschenkelschiene wird die Holzhülse von nun an nicht mehr mit zur Uebernahme der Körperlast herangezogen. Wir werden daher ihre Wand dünner halten (ca. 3 mm).

Die Veränderungen, welche unsere Kunstbeintype seit Beginn der Tätigkeit unserer Werkstätte erfuhr, sind gering. Die Type selbst und ihre Schienen und Hülsen sind unverändert geblieben. Allein der empfindlichste Teil des Baues

die Gelenke, wurde geändert. Das am meisten beanspruchte Knöchelgelenk war anfangs ein dreiteiliges Holzgelenk (Authenrieth-Palm, Fig. 7), dessen Unterschenkel mit zwei seitlichen Backen einen mittleren Fußteil gabelförmig faßte. Letzterer war eisenüberfüttert und hatte eine messinggefütterte Bohrung für den Stahlbolzen des Gelenks. Da das Gelenk der Abnutzung zu stark unterlag, wurde zu dem beschriebenen verbüchsten Normalgelenk der „Technik für Kriegsinvalide“ übergegangen (Fig. 8). Wir erwarten von diesem die beste Leistungsfähigkeit, wissen aber nach einigen Bruchschäden, daß es gegen ungenügende Schmierung empfindlich ist. Es verrostet dann leicht, der Gang leidet und die Bolzen, welche die Büchse am Holzfuß verankern, brechen.

Fig. 8.

Das Doppelscharnier des Kniegelenks bei Oberschenkelprothesen hatte anfänglich keine verbindende, durchlaufende Achse. Wir haben diese bald zur Sicherung des Gelenks gegen Verbiegung aufgenommen und sind seither mit der Funktion und nicht beträchtlichen Abnutzung des Gelenkes zufrieden.

Beim Hüftgelenk des Enukleierten war die Laufschiene der inneren Gleitführung früher derart gestaltet, daß sie bei U-ähnlichem Querschnitt den laufenden Fuß oben beiderseits übergriff und führte. Bei Verletzungen der Prothese kam es leicht zu Knickungen der Schienen, deren Folge Stauchungen und gestörte Funktion des Gelenkes waren. Das jetzt übliche Gelenk funktioniert zur Zufriedenheit und entlastet genügend das äußere Scharnier neben dem Trochanter.

Bei längeren und kräftigeren Ober- und Unterschenkelstümpfen wurden etwa 1 Jahr lang die gebräuchlichen Saitenzüge (Pott, Anglescy-Bein), welche die Achillessehne ersetzen, verwendet. Von der rückwärtigen Innenwand der Oberschenkelhülse zogen zwei Darmsaiten hinter dem Knie in die Unterschenkelhülse. Dort waren sie an der Rückwand gleitfähig gefaßt und zwar bei Oberschenkelamputierten knapp unter dem Knie, bei Unterschenkelamputierten unterhalb des Stumpfendes. Rückwärts am Holzfuß endeten sie. Bei Kniebeugung waren sie erschlafft und ließen die Fußspitze sinken. Bei Kniestreckung spannten sie sich und hoben die Fußspitze. Sie bewährten sich nach Aussage der Beteiligten gut — mit Ausnahme des Reitens, Radfahrens und Tanzens, da bei all diesen Tätigkeiten Streckung des Knies mit Streckung — nicht Beugung — des Sprunggelenks verbunden sein soll. Häufige Risse der Darmsaiten — vielleicht wegen schlechteren Materials in der Kriegszeit — veranlaßten uns, diesen Mechanismus aufzugeben und uns mit Gummipuffern im Knöchelgelenk zu begnügen. Der Gang ist dadurch etwas weniger elastisch und natürlich geworden, doch nicht merklich verschlechtert.

Die Unterschiede des Kunstbeins gegen die Behelfsprothese sind zum größten Teil kosmetisch begründet. Die Verkleidung, welche an die Behelfsprothese oberflächlich gefügt ist, ist hier bei voller Nachahmung der natürlichen Beinform wesent-

lich. Sie besteht aus solidestem Material, Leder und Holz. Die Rückversetzung des Kniegelenks gegen die Schwerlinie ist wesentlich geringer (Douglas Bly), so daß das weite Aufklaffen und die Verlängerung des Knies beim Sitzen fehlt. Zum teilweisen Ersatz der dadurch verringerten Sicherheit beim Gehen und Stehen tritt die Feststellung des Knies erst bei einer Ueberstreckung von mehreren Graden ein. Das Stützgerüst des Kunstbeins ist durch bessere Ausbildung der Gelenke und vorzüglichstes Material der Behelfsprothese überlegen. Bei seinen Schienen kann auf die Schweißbarkeit verzichtet werden und schwieriger zu bearbeitender Stahl (S. M. Poldihütte) verwendet werden, da die leichte Ausbesserung von Schäden durch den Träger selbst nicht so notwendig ist, wie bei der Behelfsprothese.

Fig. 9.



Pirogoffprothese. Erste Form des Behelfes.

Die Versorgung des nach Pirogoff Amputierten ist ein besonderes Kapitel. Sein Bein hat fast normale Länge, die Auftrittsfläche ist vorzüglich, Gehen und Stehen bei einseitig Amputierten sind auch wirklich ohne Prothese nicht schlecht. Diese Leistungsfähigkeit bleibt unverändert, wenn man den Stumpf nur mit einer gewöhnlichen Hülse mit beiderseitigen Schienen bekleidet. So ist unsere Behelfsprothese (Fig. 9). Berechtigte kosmetische Gründe verlangen aber die Anbringung eines ausgefüllten Schuhs. Befestigt man diesen z. B. durch eine Innenschnürung im Schaft des Stiefels an die Prothese — nicht viel fester, als man ihn an einem normalen Fuß befestigen würde —, so überrascht das schlechte Resultat. Unverhältnismäßig schlecht ist auch im Vergleich zum einseitig Amputierten der Gang auf beiderseitigen Pirogoffstümpfen. Der Grund ist, daß in diesem Fall das Pirogoffbein als voll benutztes Bein dienen soll; im anderen genügt es, wenn es als Hilfsbein ohne normale Abwicklung mitstelzt.

Dem Pirogoffamputierten fehlt ein großer Teil der wichtigen Fußfläche für sicheren Stand und für normale Abrollung beim Gehen; ferner das Knöchelgelenk und die Muskeln, welche dieses nach Bedarf bewegen und feststellen können. Die dem Fuß zunächst liegenden,

für Gang und Gleichgewicht tätigen Muskeln greifen bei ihm knapp unter dem Knie an und arbeiten an dem langen Hebelarm des motorisch unbelebten Unterschenkelstumpfes.

All das erklärt die bestehende Unsicherheit seines Ganges. Diese kann nur gesteigert werden, wenn ein ausgestopfter Schuh kosmetisch angehängt wird, ohne den fehlenden Körperteil auch funktionell zu ersetzen. Er ist dann eine nutzlose Last, die am drehrunden Stumpf nicht genügend Halt findet, seine Bewegungen stört und an ihm scheuert.

Ganz anders, wenn die Ergänzung den fehlenden Teil des Fußes wirklich ersetzt. Dazu ist eines vor allem Vorbedingung: unverrückbar fester Sitz des Ergänzungsstückes am Stumpf. Natürlich ist es nicht erlaubt, zwischen die Auftrittsfläche des Stumpfes und die Prothese ein Gelenk zu setzen, zumal die feste Verfederung, die wir dem Knöchelgelenk jedes Kunstbeines geben, hier zwischen den sehr ungleichartigen Gelenkteilen, Stumpf-Prothese, nur in unzulänglicher Weise mit Gummizügen versucht werden kann. Die üblichen Pirogoffprothesen mit beweglichem Sprunggelenk taugen wenig fürs Gehen, gar nicht fürs Stehen. Bei beiderseits Amputierten war dies natürlich am besten zu erkennen.

Fig. 10.



Darnach erhält bei uns der Pirogoffstumpf ein Kunstbein ohne Knöchelgelenk. Das Traggerüst der Pirogoffprothese (Fig. 10, halbfertige Prothese) besteht aus einer sehr kräftigen beiderseitigen Unterschenkelschiene, welche unterhalb des Tibiaknorrens und Fibulaköpfchens beginnt, unter dem Stumpfende fest an den Holzfuß verschraubt ist und quer über dessen Sohle läuft. Knapp oberhalb der Sohle zweigt beiderseits nach vorne ein starker, fast horizontaler Ast unter einem Winkel von 105—110° ab. Diese Schienen tragen das möglichst weit rückwärts gestellte Scharnier des Chopartgelenkes. Die distalen kräftigen Schienen dieses Gelenkes ziehen beiderseits längs des hölzernen Mittelfußteiles bis zu dessen Ende. Der gelenkig angebrachte Vorfußteil hat keine Schienenverstärkung. Die Schienen sind am Holzteil des Fersen- und Mittelfußstückes mehrfach kräftigst

verschraubt. Diese Verbindung wird überdies durch einen über den Rist von einer Schiene zur anderen laufenden Halbzirkel, welcher wieder an dem Holzteil fest vernietet ist, verstärkt. Das Chopartgelenk ist, soweit es der Stumpf erlaubt, nach rückwärts gestellt. Wenn es, falls die Prothese bei Chopartstümpfen gegeben werden muß, weiter nach vorne verlegt wird, fehlt das sonst vorteilhafte Zehengelenk (Fig. 11). Nur bei möglichst kräftigem Bau werden nach unserer Erfahrung Brüche am versteiften Knöchel ausgeschlossen. Hier ist der gefährliche Querschnitt, wo die Körperlast bei plötzlichen Bewegungen nach

Fig. 11.

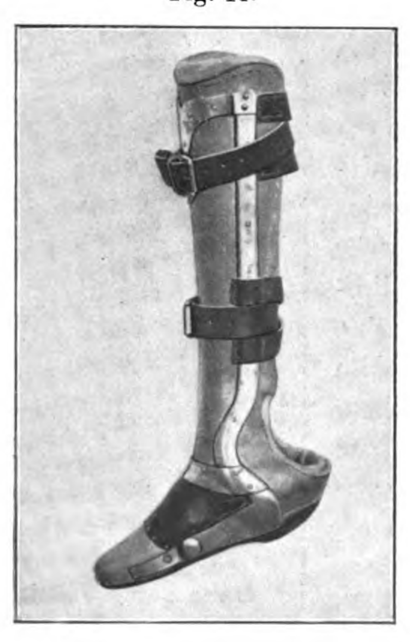
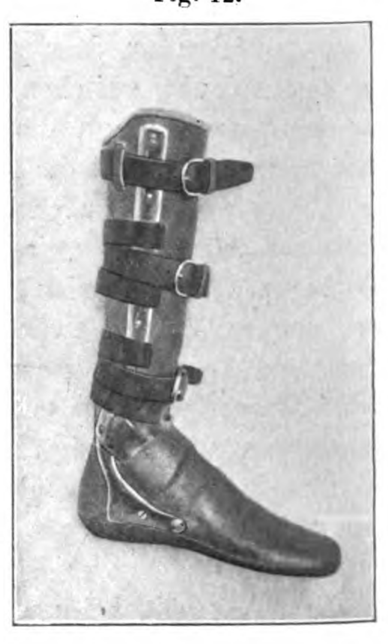


Fig. 12.



vorne (z. B. Abspringen) am stärksten einwirkt. Größeres Gewicht des widerstandsfähigen Baues ist nicht zu scheuen, da hier, wie auch sonst bei längeren Unterschenkelstümpfen, periphere Belastung für das Pendeln des Beines und die Leichtigkeit des Ganges in der Regel günstig ist.

Die gewalkte Lederhülse der Pirogoffprothese reicht bis an den Tibiaknorren. Sie kann vorne oben durch einen stählernen Halbzirkel, welcher die beiden oberen Schienenenden vorne verbindet, verstärkt werden und mit dem gepolsterten Rand bei gestrecktem Knie die Kniescheibe stützen. Mit dieser Hülse, die rückwärts durch zwei bis drei Riemen geschlossen wird, kann man nach Bedarf die Endfläche des Stumpfes entlasten. Bei gutem Auftritt

kann die Hülse durch zwei Manschetten mit Riemenschnürung ersetzt werden.

Der Oberschenkel muß bei derartigen Prothesen nur ausnahmsweise gestützt werden. Eine geschnürte Manschette ohne Schienen kann nötigenfalls zur Aufhängung der Pirogoffhülse verwendet werden, wenn diese bei sehr muskelarmen Stümpfen am Unterschenkel keinen genügenden Sitz findet und beim Aufheben des Beines vom Stumpf

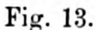
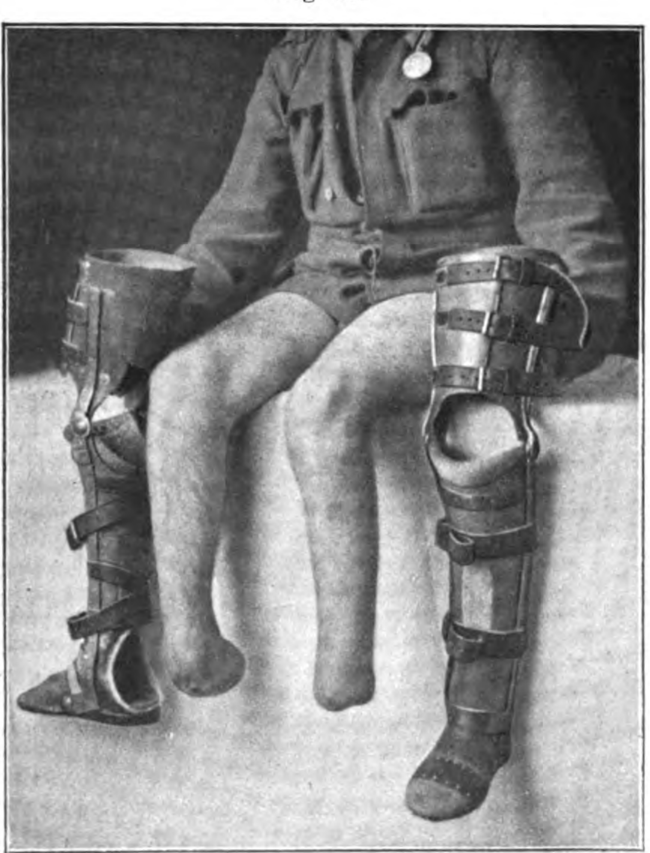


Fig. 13.

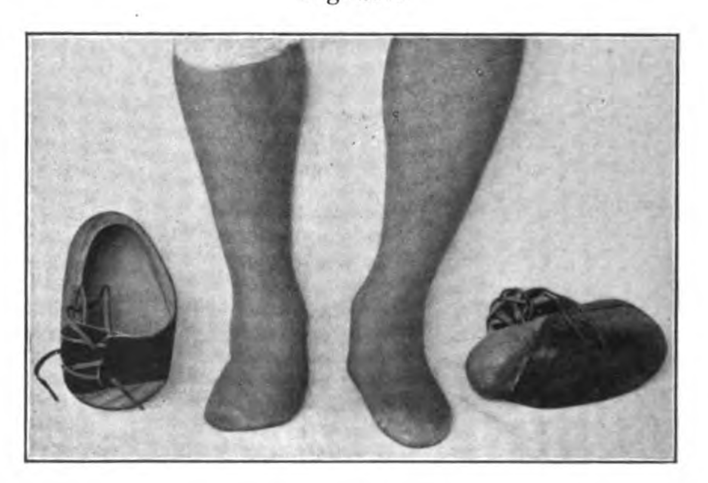


abfällt. Ferner ist manchmal bei besonders ungünstigen Fällen mit nicht auftrittsfähigen, beiderseitigen Stümpfen — hauptsächlich den später besprochenen schlechten Chopartstümpfen — nach unserer Erfahrung ein Fassen des Knies und Oberschenkels mit Gelenk und Schienen wie bei der typischen Unterschenkelprothese unvermeidlich gewesen (Fig. 13). Der Fußteil der Pirogoffprothese soll gegen den Unterschenkelschaft in deutlicher Spitzfußstellung (105—110°) stehen, so daß auch bei angelegtem Schuh eine leichte Spitzfußstellung übrig

bleibt. Eine kräftige dorsale Feder im Chopartgelenk sichert diese Stellung. Mit dieser ermöglicht die Spitzfußstellung einen besseren, natürlicheren und elastischeren Gang; überdies wird häßliche Hackenfußform des Schuhes vermieden. Zur Schonung der Schuhe wird der Fuß der Prothese mit dünnem Leder überzogen (Fig. 12). Unsere Pirogoffprothese wiegt 1600 g.

Der Erfolg dieser Prothese war bei allen (32), darunter mehreren auch beiderseitigen Stümpfen, sehr gut. Auch die Berichte über Bergauf- und Bergabgehen waren durchaus lobend. Die Pirogoffprothesen nach dieser Art übertreffen an Leistungsfähigkeit die früher als Lederimmediatprothesen verwendeten einfachen Hülsen ohne Vorfuß. Wir

Fig. 14 a.



sind daher allein für derart Amputierte vom Gebrauch der Behelfsprothese abgegangen und geben zwei Kunstbeine in einfacherer (Bessemer-Eisen) und besserer (Stahl) Ausführung (Fig. 12).

Auch für nach Chopart Amputierte mit hochgradiger Kontraktur der Achillessehne geben wir die gleiche Konstruktion, wenn durch Tenotomie und mechanotherapeutische Behandlung keine genügende Besserung erzielt werden konnte. Auch hier wird auf die Beweglichkeit des ohnehin mehr oder weniger versteiften Sprunggelenkes besser verzichtet. Das Auftreten ist bei diesen Stümpfen fast stets wesentlich schlechter als bei nach Pirogoff Amputierten und eine viel weitergehende Entlastung notwendig; denn die nach abwärts gedrehte Amputationsfläche mit oft knochenfixierter, immer wieder wund gescheuerter Narbe verträgt keine Benutzung, zumal wenn die Stümpfe — meist von Erfrierungen herrührend — durch schwere

Zirkulationsstörungen geschädigt sind. Diese Amputierten sind schlechter daran, als nach Pirogoff oder selbst im Unterschenkel Amputierte. Sie verweigern leider fast regelmäßig die nötige Reamputation.

Dasselbe gilt für die „atypischen Choparts" mit schlechten Stumpfend- und Sohlenflächen, welche durch spontane Abstoßung nach Erfrierung des Vorfußes entstehen. Bei solchen Fällen hat der Fuß noch die beiderseitige Ausladung der Knöchel. Um einen allzuplumpen Schuh zu vermeiden, werden hier die Seitenschienen nicht gerade über, sondern im Bogen vor (Fig. 11) oder hinter (Fig. 12) dem Knöchel herumgeführt.

Fig. 14 b.



Für normal ausgeheilte Amputationen nach Chopart und die weiter vorne ausgeführten Vorfußamputationen geben wir meist Zelluloidledereinlagen mit Lederansatz über dem Fußrücken verschnürt, in Schachtelform nach Art der Langeschen Plattfußeinlagen (Fig. 14). Sie stützen und stellen die Wölbung her. Für empfindliche Sohlen werden sie mit Filz gepolstert. Sie sind meistens als Plattfußeinlagen zu formen. Nur selten kommt es bei Vorfußamputationen zu Klumpfußbildung, wenn die Schonung empfindlicher Stellen an der Fußsohle eine solche durch gewohnheitsmäßige Haltung bedingt. Auch in diesen Fällen nützt eine leicht redressierende und stützende Zelluloideinlage[1]).

Jeder Amputierte erhält unter den anderen Fuß eine Plattfußeinlage.

Die bisherigen Erfahrungen mit unserem Kunstbein sind gute. Einige Punkte, die auch heute noch für den Kunstbeinbau zur Diskussion stehen, will ich ausführlicher besprechen.

Das altbewährte Leder hat sich für die Stumpfhülse auch uns als leicht und dauerhaft bestens bewährt. Es ist gut zu bearbeiten

[1]) Anmerkung bei der Korrektur: In letzter Zeit geben wir mit Vorteil bei Chopartstümpfen und solchen von ähnlicher Länge diesen Schachteleinlagen eine Stahlsohle und einen mit Scharnier artikulierenden Vorfußteil, wie beim Kunstbein.

und bei Reparaturen am besten und leichtesten den Stumpfveränderungen anzupassen. Doch sind wir durchaus keine grundsätzlichen Gegner von Metall und Holz für die Stumpfhülse des Kunstbeins, die ja gerade bei dem von uns geübten längeren Zuwarten nicht so sehr auf Schwund des Stumpfes berechnet sein muß. Wir bauen vor allem darum mit Leder und Stahl, weil deren leichtere Technik sich zweifellos am besten für einen Massenbetrieb eignet und von den Bandagisten und Sattlern unserer Werkstätte von ihrer Friedensarbeit her beherrscht wird. Gelegentlich der Ausprobung neuer Prothesenformen mußten Stumpfhülsen aus Metall und Holz angefertigt werden. Diese Versuche haben uns die große Schwierigkeit ungewohnter Technik klar gezeigt.

Für die kosmetische Unterschenkelhülse des Oberschenkelamputierten hat sich das gegen Knickung feste Holz dem Leder, welches unsere Privatbandagisten zum gleichen Zwecke verwenden, überlegen erwiesen. Die Bearbeitung dieses Holzteiles geschieht zum großen Teil durch Kopiermaschinen und erfordert keine wesentliche Technik des Handwerkers. Ganz ausnahmsweise wird bei Grittistümpfen auch die Unterschenkelhülse aus Leder gefertigt, wenn ihr oberster Teil dem Stumpf ganz genau angepaßt sein soll.

Die Fütterung bringen wir an der Hülse des Oberschenkelstumpfes beim Kunstbein fest an und sehen davon, falls der Amputierte seinen dicken wollenen Strumpf (Gärtner) trägt und sauber hält, bei Hunderten von Fällen keinen Nachteil. Karpinskys scharfe Aeußerung, daß eine fixe Polsterung der Hülse Zeichen einer schlechten Prothese sei, ist sicher unberechtigt. Wir sind aber durchaus kein Gegner der losen, über den Stumpf angezogenen Polsterung (v. Rühl, Heine, Eichler, Nyrop), die in unserer Behelfsprothese von denselben Amputierten meist ebenso gerne getragen wird. Manchmal wurde sie allerdings wegen unangenehmer Faltenbildung vom Amputierten selbst an die Hülse festgenäht.

Der von Spitzy für den Oberschenkel angegebene Schnürfurchenriemen hat sich bestens bewährt. Dieser liegt, ebenso wie bei der Gips- und Lederbehelfsprothese, in der künstlich gebildeten Schnürfurche am Adduktorenansatz rund um den Stumpf. Rückwärts tritt er durch zwei nahe aneinanderliegende Spalte aus der Hülse heraus. Er faßt mit beinahe vollem Kreise den Stumpf, verbindet ihn fest mit der Hülse und drängt ihn kräftig an deren Rückwand. Er bessert dadurch nach unserer Erfahrung sehr bedeutend den Sitz und

die Führung der Prothese. Sein Gebrauch ist den Oberschenkelamputierten vollständig freigestellt. Er ist bei Stümpfen von genügender Länge ein normaler Bestandteil jeder Oberschenkelprothese. Doch kann der Amputierte ihn beliebig weiter benutzen oder entfernen. Genaue Zählungen ergaben, daß anfangs 80%, jetzt ungefähr 90% aller Beteilten ihn in der Behelfsprothese behalten, seinen Nutzen loben und ihn auch für das Kunstbein verlangen. Von den anderen Leuten wird er zum Teil mit der Angabe, daß der Gang mit oder ohne ihn gleich sei, aus Bequemlichkeit fortgelassen. Ein kleinerer Teil gibt an, daß die Schnürung bei empfindlichem Stumpf unangenehm gewesen sei und daher weggelassen wurde.

Bei jeder Prothese wird energisch das möglichste Auftreten auf die Stumpfendfläche verlangt. Die von Seidler aus unserem Spital gegebene Statistik von 60% auftrittsfähigen Stümpfen wurde in letzter Zeit übertroffen. Wir haben — ähnlich wie Meyburg 75% — in den letzten zwei Monaten mehr als 80% unserer Prothesen für die untere Extremität unter dem Stumpf abgeschlossen. Allerdings finden wir dabei vom vollen Auftritt bis zu geringer Berührung mit dem unterlegten Filzteller alle Möglichkeiten. Aber auch das geringe Auftreten ist von Wert. Wir erreichen zweifellos viel bessere Fühlung mit der Erde, wenn die Besonderheiten des Bodens von einer ihm nahen und parallelen Körperfläche wahrgenommen werden. Es gibt ein sensibles Auftreten auf das Stumpfende.

Zur Ermöglichung und Verbesserung des Auftrittes auf ungünstige Endflächen bei Unterschenkelamputierten habe ich die Verwendung eines besonderen Zugriemens angegeben. Er ist geschweift geschnitten und wird knapp oberhalb des Stumpfendes schräg von rückwärts oben, beiderseits nach vorne unten absteigend, über den bloßen Stumpf angelegt und durch vorne beiderseits neben der Tibiakante angelegte Schlitze aus der Prothese geführt. Dann wird er außen gekreuzt, seitlich nach rückwärts geführt und dort, kräftig angezogen, geschlossen. Seine günstige Wirkung besteht in einem Herabziehen von Haut und Weichteilen über das schlechte Stumpfende, in einer Verringerung der Reibung zwischen Haut und Prothese, in einem meist nützlichen Andrängen des Stumpfes an die vordere Prothesenwand. Um bei letzterem die Empfindlichkeit der Tibiakante auszuschalten, wird rechts und links neben ihr zur Hohllegung ein passender Filzstreifen in die Prothesenwand eingelegt.

Die Auswahl der Stümpfe für die Anbringung dieses Riemens ist

leicht. Man beklopft die Endfläche des Stumpfes und wiederholt die Beklopfung, indem man gleichzeitig die Weichteile des Unterschenkels, mehrere Zentimeter über dem Stumpfende mit der Hand kräftig eingreifend, herabzieht. Fast immer vermindert der Griff die Empfindlichkeit der Auftrittsfläche oder hebt sie ganz auf. In jedem solchen Fall ist die Anbringung des Riemens angezeigt. Nur wenige, auch oberhalb vom Stumpfende besonders empfindliche Stümpfe vertrugen ihn nicht (6); meist waren es cyanotische Stümpfe nach Erfrierungen. Die anderen (42) berichten unbeeinflußt über wesentliche Verbesserung des Ganges. Manchmal wurde durch den Riemen der Auftritt erst ermöglicht, stets gebessert. Auch bei nicht oder noch nicht zum Auftritt geeigneten Stümpfen kann der Zugriemen in offener Prothese gegeben werden, um die Heilung einer wunden Stumpffläche zu fördern. Er kann dabei in geeigneten Fällen noch stärker wirken, als der für gleichen Zweck angewendete Trikotklebezug (Bade, Spitzy) unserer Gipsprothesen. Denn er wirkt nicht nur, wie dieser, auf die Haut, sondern auf die ganze Schichte der Weichteile.

Von einer exakten Anformung der Hülse auch an die Stumpfendfläche durch Anfertigen der Stützfläche über Modell (Dollinger) haben wir im allgemeinen keinen besonderen Vorteil gesehen. Mit Ausnahme einzelner Fälle genügt vollständig die gewöhnliche Auftrittsfläche des Filztellers. Allerdings wird sie vielfach durch besondere Formung und Ausschneiden zur Hohllegung empfindlicher Stellen persönlich gestaltet.

Gegen Riedel müssen wir nach unserer Erfahrung an Tausenden daran festhalten, daß das Becken bei zweckmäßig angelegtem Sitzring und Polster sich stets mit dem Tuber ischii und seiner nächsten Umgebung auf die Prothese aufstützt. Die klar ersichtliche Abnutzung des Sitzpolsters ist Beweis dafür. Die Adduktoren kommen höchstens hie und da bei Auftritt auf das Stumpfende als Hilfsstützfläche in Betracht. Die häufige Bemängelung von Prothesen, welche an den Adduktoren hoch hinaufreichen, seitens der Amputierten spricht für die langgeübte (seit Gavin Wilson), durch den normalen Stehsitz begründete Verwendung des Sitzknorrens. Wir gestatten in manchen Fällen, um ein freies Spiel der Adduktorenwirkung zu erleichtern, ein etwas tieferes Ausschneiden der Hülse an der Innenseite. Dagegen führen wir gerne die Hülse außen über den Trochanter möglichst hoch hinauf, um bei kurzen Stümpfen besseren Halt zu gewinnen.

Die Sperre des Kniegelenks wird jedem Oberschenkel-



amputierten gegeben. Häufigere Verwendung findet sie aber nur bei einer Stumpflänge von weniger als 20 cm. Bei längeren Stümpfen wird sie wohl nur von ungeschickten oder älteren Leuten regelmäßig gebraucht. Gewöhnlich ist sie nur bei mancher schweren Arbeit und besonders beim Bergabgehen notwendig. Amputierte mit längeren Stümpfen entfernen die Sperre oft selbst wegen besserer Schonung der Kleider.

Bei der Wahl der Prothese neigen unsere Amputierten zuerst sehr dazu, das leichtere Kunstbein bei der Arbeit zu benutzen. Später treffen sie meist selbst das Rechte und ziehen es nur für leichte Tätigkeit der Behelfsprothese vor. Der sichere Stand auf dem rückverlegten Gelenk spielt dabei eine Rolle.

Die Beobachtungszeit unserer Kunstbeine von ungefähr $1^1/_2$ Jahren berechtigt uns noch nicht zu einem völlig abschließenden Urteil. Wir können aber sagen, daß die bisherigen Berichte günstig lauten. Es gelingt auch, Enukleierte und Amputierte mit kürzesten und ungünstigsten Stümpfen ziemlich zufrieden zu stellen und eine gewisse Leistungsfähigkeit zu erzielen. Viel mehr leisten natürlich längere Stümpfe. Es ist durchaus nichts Außergewöhnliches, daß z. B. ein in der Oberschenkelmitte amputierter Gutsverwalter ungestört seinen Dienst, der ein Begehen des Gutes erfordert, versieht. Ein ebenso amputierter Bauer besorgt leichte Arbeit vollwertig. Schwere Arbeit ist mit verminderter Leistungsfähigkeit möglich, und zwar jede, auch am Feld. Nur das schwierige Ackern ist meist ausgenommen. Der in Fig. 4 abgebildete beiderseits Amputierte kann $^3/_4$ Stunden ohne Pause gehen und legt dabei 2—3 km zurück. Als Höchstleistung unserer Kunstbeine erwähne ich aus den Berichten eines unterhalb der Mitte des Oberschenkels Amputierten die leichte Besteigung einer Höhe von 1600 m mit Abstieg an einem Tage; von einem Unterschenkelamputierten die Tatsache, daß er seinen früheren Beruf als Bergführer in schwierigen Gebieten des Dachsteins mit voller Leistungsfähigkeit ausübt.

XXXI.

Invalidenschule Jedličkas Krüppelheim in Prag-VI-13.
(Chefarzt: k. und k. Oberstabsarzt Prof. Dr. R. Jedlička.)

Physikalische Nachbehandlung und Prothese der Oberschenkelamputierten.

Von

Dr. **J. Hanausek,**
Chefarzt der orthopädischen Abteilung.

Mit 40 Abbildungen.

Die Oberschenkelstümpfe sind die häufigsten im jetzigen Kriege. Es ist also ganz natürlich und berechtigt, wenn man sich besonders bestrebt, dem Oberschenkelamputierten einen guten Gang zu ermöglichen. Voraussetzung eines guten Ganges ist nicht nur eine gute Prothese, sondern auch die Vorbereitung des Stumpfes durch I. die physikalische Nachbehandlung. Hier sei dieselbe in den bekannten Sachen nur in einer kurzen Uebersicht durchgenommen. Ich hoffe, daß die systematische Anordnung der Methoden, wie sie sich in der Invalidenschule Prag-VI-13 bewährten, die Arbeit bei der Ordination und beim Betrieb im Uebungszimmer für Amputierte (für andere Stümpfe sind die Methoden fast gleich) erleichtern werden. — Die neueren Sachen behandle ich der Klarheit wegen ausführlicher. Die Erklärung mancher Begriffe, die mit der Nachbehandlung zusammenhängen, haben ebenfalls Zusammenhang mit der Prothese. Die Abhandlung von der Prothese ist in diese Abschnitte geteilt:

II. Einige allgemeine Begriffe über die Oberschenkelprothese.
III. Zur Mechanik des Ganges des Oberschenkelamputierten.
IV. Gipsmethode zur Erzielung von gutsitzenden Stumpfhülsen.
V. Ueber die Orientation der Prothese.



VI. Ueber die Konstruktion der Oberschenkelprothese.
VII. Begutachtung der Oberschenkelprothese.

Präzise und klare theoretische Grundlagen sind immer ein Wegzeiger für den weiteren Fortschritt im Prothesenbau; deshalb ist selbst ihre jeweilige scheinbare Weitschweifigkeit ganz am Platze.

Die vorliegende Abhandlung ist das Ergebnis der Erfahrungen, die ich während 2 Jahren, d. h. seit der Gründung der Invalidenschule Prag-VI-13 vom November 1914 bis November 1916 und auch in der Invalidenabteilung im Gefangenenlager in Brüx im April und Mai 1916 — bei der Anfertigung von 440 Oberschenkelprothesen erworben habe.

I. Die physikalische Nachbehandlung.

Mit der Nachbehandlung soll der Patient möglichst bald beginnen, bei der Heilung per primam bereits 10 Tage nach der Operation. Je länger man mit der Nachbehandlung zögert, desto schwerer läßt sich dann ein guter Erfolg erzielen. Der Patient fängt unterdessen oft schon, ohne physikalische Behandlung, an, auf einer indirekt stützenden[1]) Prothese zu gehen und gewöhnt sich später nur schwer an eine direkt stützende Prothese, welche den gestellten Forderungen am besten entspricht. Die verschiedenen Atrophien und Veränderungen, welchen der Stumpf nach der Amputation und während des Tragens verschieden konstruierter Prothesen ausgesetzt ist, erklärt das Wolffsche Transformationsgesetz; dieses gibt uns aber auch die Anleitung, wie diese Atrophie zu verhüten, und auf welche Art ein sog. „tragfähiger Stumpf" eventuell auch aus einem konisch atrophierten Stumpfe zu erzielen sei.

Wir wollen zuerst eine systematische Einteilung der Nachbehandlungsmethoden nach ihren Heilwirkungen und theoretischen Grundlagen und dann die praktische Durchführung der Nachbehandlungsmethoden näher erläutern.

[1]) Ich meine, daß der Ausdruck „eine indirekt stützende Prothese" dem Sinne des Wortes nach besser gewählt ist als die Bezeichnung „indirekt belastende Prothese", weil die Prothese nicht belastet, sondern den menschlichen Körper stützt und zwar entweder direkt, d. i. auf der Endfläche des Stumpfes, oder indirekt, d. i. irgendwo oben — z. B. beim Oberschenkelstumpf am Tuber ossis ischii; eine zweistützige Prothese nenne ich eine solche, welche teilweise auf der Endfläche des Stumpfes, teilweise irgendwo oben einen Stützpunkt bietet.

Um eine genaue Richtschnur für die physikalische Nachbehandlung feststellen zu können, müssen wir vorher **die anatomischen Eigenschaften eines sog. „guten Stumpfes“** kennen; diese sind:

1. Der Stumpf soll möglichst lang sein.

2. Der Stumpf ist konsolidiert, nicht konisch, seine Weichteile sind fest, keine hängenden Weichteillappen mit Narbenklüften, in welchen Intertrigo und Ekzem entsteht und Schmutz sich sammelt, keine Oedeme sind vorhanden.

3. Die Amputationswunde, Fisteln, granulierende Flächen, Decubitalgeschwüre (hauptsächlich auf strahligen Hautknochennarben entstehende), Intertrigo, Ekzeme und ähnliche sind vollständig ausgeheilt.

4. Die Amputationsnarbe soll über den Knochen oder Muskeln beweglich, außerhalb der unteren Endfläche des Stumpfes und strichförmig sein. Eine strahlige Hautknochennarbe hält dem nötigen Prothesendrucke nicht stand.

5. Die untere Fläche des Stumpfknochens ist mit einem nicht ödematösen, schwieligen Hautpolster bedeckt; ein Muskelpolster ist hier nicht wichtig, weil derselbe unter dem Drucke atrophiert.

6. Das Amputationsneurom ist nicht mit den Weichteilen oder dem Knochen verwachsen.

7. Die den Stumpf beherrschenden Muskeln sind gut entwickelt.

8. Die untere Fläche des Stumpfknochens ist glatt und beim Stehen horizontal.

9. Das Stumpfgelenk ist normal beweglich.

Mit diesen anatomischen Eigenschaften stehen die wichtigen **physiologischen Eigenschaften des „guten“ Stumpfes** eng im Zusammenhange:

1. Die Tragfähigkeit des Stumpfes — relativ ausgedrückt durch die Kraft, mit welcher das Stumpfende auf eine Wage drückt — ist bedeutend.

2. Das Schwitzen des Stumpfes hält sich in normalen Grenzen.

3. Es ist selbstverständlich, daß die physiologische Funktion der Stumpfmuskeln, -nerven und -gefäße bewahrt bleibt und so der Stumpf für die unten beschriebene Uebungstherapie vorbereitet ist.

Durch die physikalische Nachbehandlung wollen wir erzielen:



A. Die Fähigkeit des Stumpfes zu möglichst vorteilhafter Bewegung der Prothese und damit auch zur Fortbewegung des ganzen Körpers.

Dazu führt:

1. Die Formierung der Stumpfweichteile.

Es handelt sich hierbei um die Beseitigung oder Verhütung von Oedemen und übermäßigen Hautfettgeweben und um die Beschleunigung der uneinhaltbaren Inaktivitätsatrophie der Stumpfmuskeln; Ursache des Oedems ist entweder eine Aenderung der Zirkulationsverhältnisse in den Weichteilen (seröse Durchtränkung der Gewebe) oder es handelt sich um ein entzündliches Oedem (als Folge von Knochensequestern oder Unterbindungsfäden). Zum Begriff der Formierung des Stumpfes gehört auch die Schnürfurche nach Spitzy.

Stumpfmuskeln gibt es zwei Arten:

a) Muskeln, welche Origo und Insertio auf dem Stumpfe haben; die Insertio ist gewöhnlich in den Weichteilen. Diese Muskeln atrophieren.

b) Muskeln, welche sich über das Stumpfgelenk ziehen. Diese atrophieren viel weniger oder hypertrophieren.

2. Die Mobilisierung des Stumpfgelenkes.

3. Die Einübung sowohl der Muskulatur des Stumpfes, als auch der fast des ganzen Körpers; diese erzielen wir durch:

a) Spezielle Einübung der einzelnen Muskelgruppen. Hierzu benutzen wir:

α) Die Massage.

β) Aktive Uebungen.

γ) Muskelelektrisation.

Die Uebungen beziehen sich nicht nur auf die am Stumpfknochen inserierenden Muskeln, sondern fast auf alle Muskeln des Körpers, und zwar bei Beinamputation hauptsächlich auch auf die Muskeln der gesunden Extremität, welche vikariierend hypertrophieren müssen.

b) Koordinationsübungen der zum Gang mit der Prothese notwendigen Muskeln.

α) Balanceübungen. Der Patient lernt hier annähernd die Koordinationsübungen der Stumpf- und der übrigen Muskeln des Körpers ausführen, welche er in der wichtigsten Phase des Ganges, der Phase des einseitigen Aufstützens, braucht. Mit diesen Koordinationsübungen beginnt der Patient. Die wichtigsten und definitiven Koordinationsübungen macht er beim Gehen auf der Prothese.





β) Steh- und Gehübungen auf einer indirekt stützenden Prothese.

γ) Steh- und Gehübungen auf einer zweistützigen Prothese.

δ) Steh- und Gehübungen auf einer direkt stützenden Prothese.

Die Uebungen β und γ unterläßt der Patient soviel als möglich, denn dabei sind die Koordinationsübungen wieder anderer Art als bei δ — und es schwebt doch als Ideal vor, den Patienten auf einer direkt stützenden Prothese, womöglich schon von Anfang an, lernen zu lassen.

In einer Gehschule lehrt man die Patienten mit der Prothese dieselben Schritte, was Länge und Zeitdauer anbelangt, auszuführen wie mit dem gesunden Bein; wir lassen den Patienten anfangs mit der Prothese eher kürzer und mit dem gesunden Bein eher länger und langsamer ausschreiten. Es ist von großem Vorteile, den Patienten sobald als möglich auf einer solchen provisorischen Prothese, die in den konstruktiven Grundteilen und in der Orientation dieser Teile von derselben Beschaffenheit ist wie eine definitive Prothese, gehen zu lassen. Die provisorische Oberschenkelprothese soll also ein richtig orientiertes Knie- und Sprunggelenk, ferner einen dem normalen Fuße nachgebildeten Holzfuß in einem Schuh und womöglich eine direkt stützende Hülse haben. Den Uebungen α, β, γ und δ entsprechen bei Stümpfen der oberen Extremität die Arbeitsübungen mit der Prothese.

B. Die Tragfähigkeit des Stumpfes.

Zur Erzielung der Tragfähigkeit des Stumpfes ist erforderlich:

1. Die Heilung der Granulationsflächen auf der Endfläche des Stumpfes, gefördert durch Heißluftdusche, Warmwasserbad, ultraviolette Strahlen und mittels einer Reihe von chemischen Präparaten — Scharlachrot, Pellidol-Silber-Peru-Salben.

Ein Extensionszug auf dem Stumpf (mittels Mastisol angeklebtes Trikot) entweder auf dem Bett oder beim Gehen mittels eines auf dem Trikot hängenden Sandsackes ist sehr zu empfehlen, und ich habe durch diese einfache Therapie eine sehr rasche Heilung von ausgedehnten Granulationsflächen beobachtet.

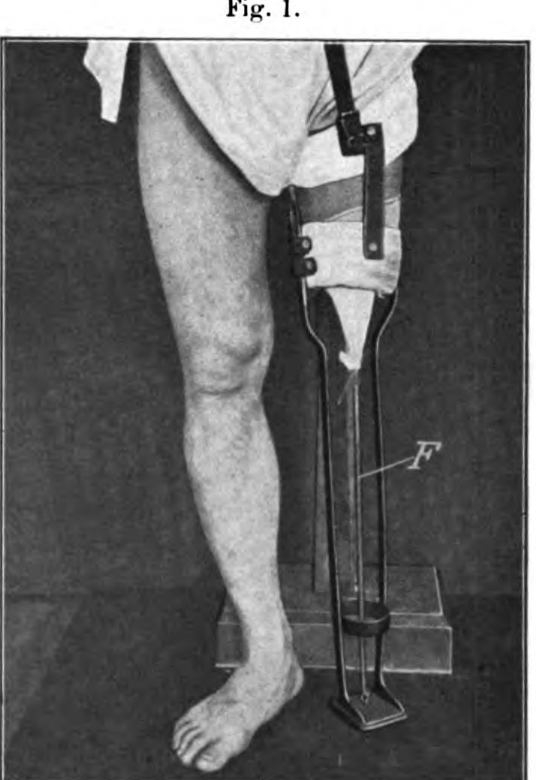
Aehnlich wirkt die offene Prothese mit Klebezug nach Spitzy der Zerrung der Granulationsflächen entgegen und der Patient kann dabei herumgehen.

Der Klebezug soll immer nach unten zu in eine Feder *F* oder in einen Gummizug, und zwar eine lange, übergehen (Fig. 1). Wenn der Klebezug unten an der Trittplatte nicht eine elastische Befestigung



hat, so sinkt der Stumpf beim Auftreten auf die Prothese tiefer in selbe ein, nähert sich der Befestigungsstelle des Klebezuges an der Trittplatte, der Trikot entspannt sich und die Haut retrahiert sich wieder proximal; erst beim Hochheben der Prothese spannt sich der Trikot wieder an und die Haut wird distalwärts gezogen. Wenn wir aber zwischen den Trikot und die Trittplatte eine gespannte Feder *F* einschieben, dann bleibt auch bei der Annäherung des Stumpfes zur Trittplatte (beim Auftreten auf die Prothese) die Feder beinahe so angespannt wie beim Auftreten auf das gesunde Bein, und zwar je länger die Feder ist, desto weniger entspannt sie sich.

Fig. 1.



Damit die Haut am distalen Stumpfende mit der sich hinaufziehenden Stumpfhülse nicht mitgenommen werden kann, erprobe ich jetzt eine andere Art von Prothesen (Fig. 1), bei welcher die Stumpfhülse aus zwei Teilen besteht; der untere Teil ist auf Schienen in der Längsrichtung beweglich, und an dem oberen Teil ist er mittels Gummizügen befestigt. Beim Auftreten des Patienten bewegt sich der untere Teil der Hülse mit der Haut nach unten. Wenn die physikalischen Behandlungsmethoden nicht zum Ziele führen, kommen operative Eingriffe (Hautplastiken usw.) in Betracht, die auch bei anderen, die Tragfähigkeit des Stumpfes vermindernden pathologischen Zuständen, wie schmerzenden Amputationsneuromen, eiternden Fisteln, Knochensequestern, luxurierenden tumorartigen Auflagerungen am Ende des Stumpfknochens, indiziert sind.

2. Die Lockerung der Knochenhautnarbe mittels Warmwasserbad, Heißluftdusche, Handmassage und speziell durch Vibrationsmassage.

3. Die Tragfähigkeitsübungen und Maßnahmen,



welche an den Druck folgender Teile des Stumpfes gewöhnen: die Weichteile der Endfläche, den Stumpfknochen in seiner ganzen Länge, die Haut der seitlichen Flächen des Stumpfes.

Weit wichtiger sind die beiden erstgenannten Stumpfteile, und deshalb stellt man sich auch unter dem Begriff „Tragfähigkeit" gewöhnlich mit Recht die dieser Stumpfteile vor.

Als „Tragfähigkeitsübungen" kommen in Betracht:

a) Tretübungen z. B. auf speziell konstruierten Apparaten.

b) Das Stehen und Gehen auf einer zweistützigen Prothese.

c) Das Stehen und Gehen auf der direkt stützenden Prothese.

d) Abhärtung der Haut der seitlichen Flächen des Stumpfes durch Bäder und Massage.

Es ist selbstverständlich, daß die Tragfähigkeitsübungen für die Beinstümpfe weit wichtiger sind als für die Stümpfe der oberen Extremität; aber auch diese Stümpfe müssen einen Druck auf ihre Endfläche ertragen, hauptsächlich um arbeitsfähig zu werden.

A priori tragfähig sind nur die nach **Gritti**, **Pirogoff** und **Fridericiani** (Tuberositas tibiae) und osteoplastisch nach **Bier** amputierten Stümpfe.

Was für einen Druck soll die Endfläche des Stumpfes ertragen können? **Marey** und **Carlet** registrierten mittels der sog. Registrierschuhe den Druck, der von gehenden normalen Menschen auf den Boden ausgeübt wird. Diese Beobachtungen können uns wenigstens teilweise eine Grundlage für die Aenderung des Druckes, der gegen den Stumpf beim Gehen wirkt, bieten. — Die Amputierten stehen entweder auf dem gesunden Bein — in diesem Falle, wenn die Prothese kürzer ist, muß sich der Patient zugleich auf den Stock stützen — oder auf der Prothese. Also handelt es sich beim Stehen sowie beim Gehen um eine unterbrochene Beanspruchung, und zwar um eine kürzere beim Gehen und eine längere beim Stehen. Eine solche unterbrochene Beanspruchung, welche eine gewisse Zeit dauert und dann gleich Null wird, dann wieder ansteigt, heißt eine pulsierende Beanspruchung. Demgemäß kann man sagen: **die Tragfähigkeit des Stumpfes ist seine Fähigkeit, die pulsierende, vertikal auf seine Endfläche wirkende Beanspruchung ohne Schaden und Schmerzen zu ertragen.**

Wenn der Patient auf seiner direkt stützenden Prothese ohne vorherige Uebungen zu gehen anfängt, läßt er auf die Endfläche des



Stumpfes mindestens einen Druck einwirken, der gleich ist dem gesamten Körpergewicht; dies hat die Entstehung einer ganzen Reihe von Beschwerden zur Folge, wie Schmerzen, Abschürfungen der feinen Haut und Blasenbildungen der gedrückten Epidermis analog den entzündeten Schwielen an einer der Arbeit ungewohnten Hand usw. Es ist also ratsam, daß der Patient nicht sofort den Druck seines ganzen Körpers auf die Endfläche des Beinstumpfes einwirken läßt, sondern daß er sich erst allmählich an einen steigenden Druck gewöhnt. Zu diesem Zwecke dienen die einfachen Federdruckapparate, sog. Stumpfhärter.

Fig. 2.



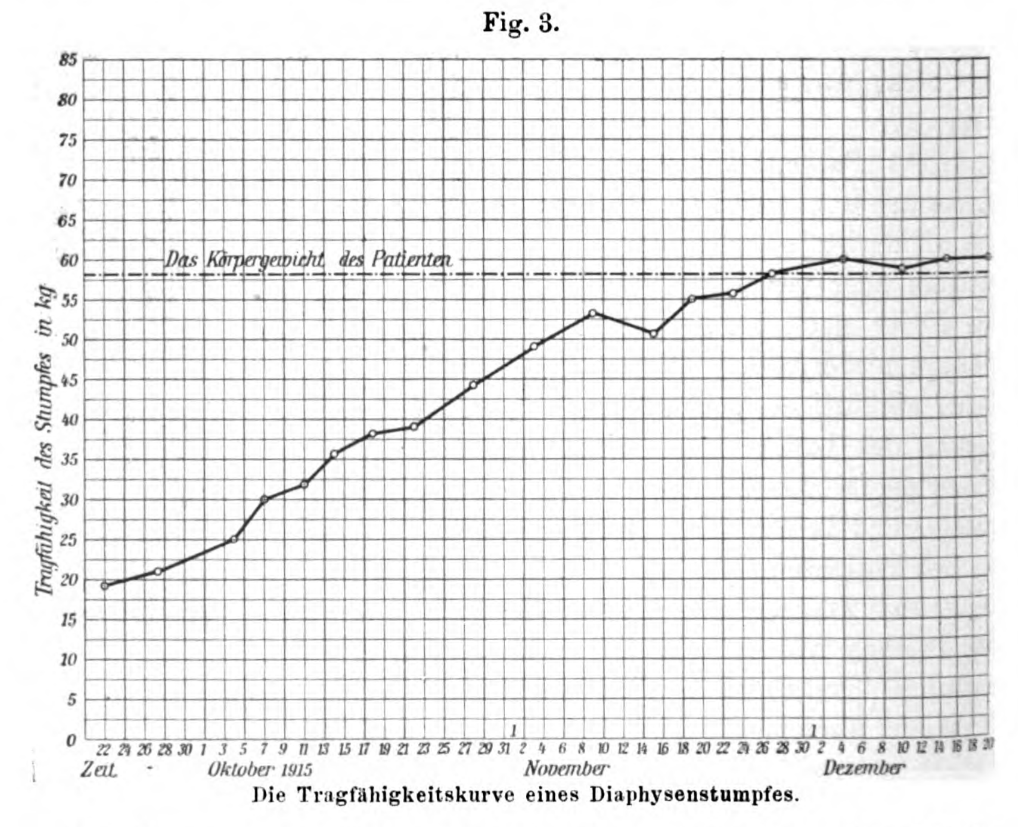
Der Patient kann auf diesen Apparaten den Druck bei den Uebungen willkürlich je nach seinem Gefühle steigern oder vermindern, indem er die Feder nach Bedarf durch den Stumpf niederpreßt. Diese allmähliche, willkürliche, regulierbare Steigerung des Druckes von seiten des Patienten ist das Prinzip jener Apparate, und in diesem Sinne können sie den Patienten auch leichter und besser zum Tragen der direkt stützenden Prothese vorbereiten, als es die einfachen Tretübungen auf einem Brett oder ähnlichem vermögen. Der Patient kann sich also den auf seinen Stumpf wirkenden Druck während jeder Uebung durch stärkeres oder schwächeres Drücken des Apparates regulieren. Vor der Uebung kann man den entgegenwirkenden Druck noch regulieren, und zwar (Fig. 2) durch das Auswechseln von drei verschiedenen starken Federn, die sich innerhalb des vertikal stehenden Teiles *S* befinden.

Es ist selbstverständlich, daß der Amputierte beim Gehen auf einer direkt stützenden Prothese oder auf regulierbarer Stelze auch eine Tretübung macht, aber dem Patienten entsteht bei solchen Tretübungen auf der Prothese eine ganze Reihe der oben erwähnten Beschwerden. Der Amputierte schiebt dann die Schuld auf die Prothese,

verlangt beständig Reparaturen usw., ja es gibt sogar Patienten, welche, ohne selbst geübt zu haben, die direkt stützende Prothese im vorhinein schon abweisen und es gar nicht wagen, auf ihr zu gehen.

Die Tragfähigkeit des Stumpfes, in Kilogramm ausgedrückt, kann man mittels einer Federwage messen; wir lassen den Patienten während einer kurzen Zeit — annähernd gleich der Zeitdauer des einseitigen Aufstützens beim nor-

Fig. 3.



Die Tragfähigkeitskurve eines Diaphysenstumpfes.

malen Gang — eine Federwage drücken; das abgelesene Gewicht ist zwar nicht der tatsächliche Wert der Tragfähigkeit, denn bei solchen Messungen handelt es sich um eine einmalige Beanspruchung des Stumpfes, aber wir können doch aus einer Kurve, die aus einer Reihe solcher Messungen zusammengesetzt ist, auf die Erhöhung der „wirklichen" Tragfähigkeit schließen. Die „wirkliche" Tragfähigkeit — d. h. die Tragfähigkeit bei oftmaliger Beanspruchung (beim Gehen) — ist immer kleiner (in Kilogramm ausgedrückt) als eine einmalige Tragfähigkeit. Eine Kurve dieser „einmaligen" Tragfähigkeit des Oberschenkelstumpfes ist in Fig. 3 abgebildet, und zwar im rechtwinkligen

Koordinatennetz, in welchem auf der Ordinate die Kilogramme und auf der Abszisse die Tage — es wurde immer in einigen Tagen gemessen — angegeben sind. Der Patient bestieg die Wage immer auf demselben dreifachen Flanellpolster. Die Amputation ist ca. 14 cm unter der Spitze des Trochanter major, also in der Femurdiaphyse; der Patient trägt seit 5. Oktober 1915 eine provisorische zweistützige Prothese.

Aus der Reihe der erhaltenen Tragfähigkeitskurven der Stümpfe der unteren Extremität ist ersichtlich, daß man gewöhnlich die „einmalige" Tragfähigkeit in ungefähr 2—3 Monaten von 10—20 kg auf 50—60 kg und mehr durch tägliche physikalische Nachbehandlung — hauptsächlich durch Tretübungen auf den Federapparaten (Stumpfhärtern) — erhöhen kann. Solche Patienten sind dann für die letzte Phase der Nachbehandlung — das Gehenlernen auf der direkt stützenden Prothese — gut vorbereitet. Wir müssen aber die Tragfähigkeitskurven in der Folge kritisch betrachten. Wenn der Patient — z. B. 60 kg wiegend — eine einmalige Tragfähigkeit von 60 kg erzielte, so bedeutet das nicht, daß der Patient schon auf die Belastung beim Gang ganz vorbereitet sei, und zwar aus zwei Gründen: 1. beim Gang handelt es sich um oftmalige Beanspruchung, und 2. die Belastung des Stumpfes beim Schritt ist das Gewicht des Körpers $\times \, ^1/_2 \, v^2$, denn der Schwerpunkt des Körpers fällt ja bei jedem Schritt herunter. — Wir bemerken oft am Anfang nach 1—2tägigem Ueben ein plötzliches Fallen der Tragfähigkeitskurve, während dieselbe nach ca. einer Woche wieder langsam zur anfänglichen Höhe und dann schnell weiter höher steigt. Dieses Sinken der Kurve kann man sich durch die leichten entzündlichen Erscheinungen auf der Stumpfendfläche erklären, sie entsprechen ähnlichen Erscheinungen, wie sie bei an Arbeit nicht gewöhnten Händen entstehen. Nach ca. einer Woche erlöschen diese Entzündungserscheinungen und dann kann die Tragfähigkeit bereits steigen.

Damit der Stumpf gut tragfähig sei, ist auch zweckmäßig, wie schon sub B 3 erwähnt, die Haut der seitlichen Flächen des Stumpfes an den Druck zu gewöhnen. Dazu dienen Abreibungen und Waschungen mit kaltem Wasser und auch Massage. Das tägliche Waschen (mit Soda) des Stumpfes verhindert das Schwitzen desselben durch Anregen des Blutumlaufs und beseitigt den bei den Uebungen vermehrten Schweiß und das bei der Massage angewendete Fett.



Die praktische Durchführung der Nachbehandlungsmethoden.

Im folgenden werden wir die praktische Durchführung der verschiedenen Nachbehandlungsmethoden genau behandeln; die Nachbehandlung wird meist täglich durchgeführt, und zwar am besten in der unten angeführten Zeitfolge. Bei der Behandlung müssen wir die Nachbehandlung von nichtgeheilten und geheilten Stümpfen gesondert besprechen.

I. Die Nachbehandlung von nichtgeheilten Stümpfen (Granulationsflächen, Fisteln).

1. Warmwasserbad von 35° C ca. 20 Minuten — auf derselben Temperatur zu erhalten durch Zugießen warmen Wassers — und dann Heißluftdusche der Stumpfenden mit ihren Granulationsflächen und des rigiden Stumpfgelenkes (ad. B 1 — diese Bezeichnung — auch unten — bezieht sich auf die oben gebrachten Ausführungen). Bei der Heißluftdusche muß man hauptsächlich am Anfang achtgeben, weil auf der zarten Hautnarbe um die Granulationsfläche leicht Blasen entstehen — der Patient spürt nämlich bei der Behandlung die zu hohe Temperatur meistens nicht.

2. Einwirkenlassen von ultravioletten und Sonnenstrahlen auf die Granulationsfläche. — Die künstliche Höhensonne in $^1/_2$ m Entfernung mit Blende von 3 Minuten angefangen bis 20 Minuten steigend — jeden zweiten Tag.

3. Das Verbandanlegen, am besten mittels Mull, an der Peripherie durch Mastisol angeklebt.

4. Diathermie des rigiden Stumpfgelenkes — ad A 2.

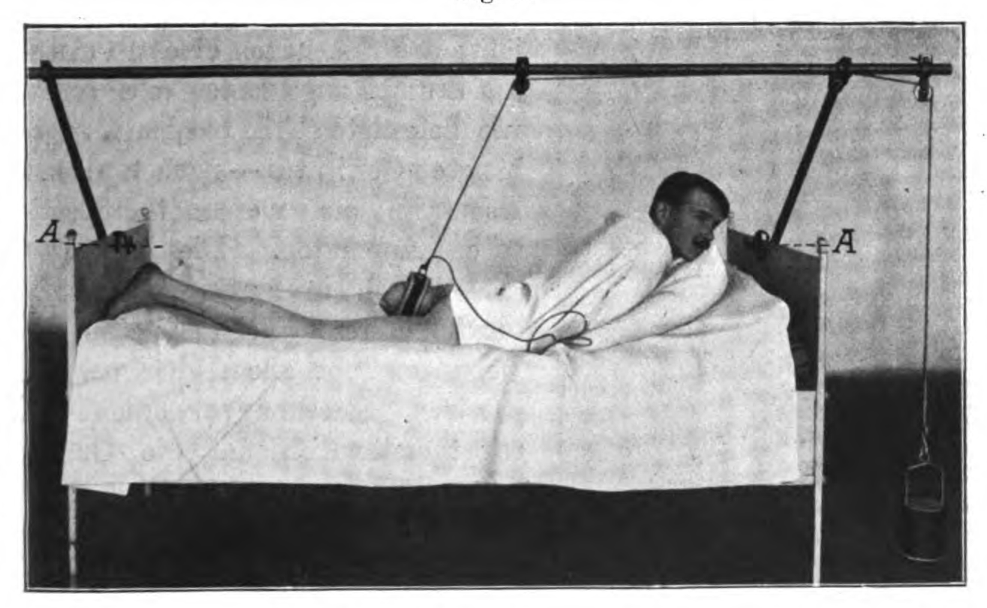
5. Elektrisation der Muskeln — ad A 3. Myomotorisation, Faradisation, Galvanisation, ca. 5—10 Minuten.

6. Massage des rigiden Stumpfgelenkes — ad A 2 — und der Haut — zur Beseitigung des Oedems und des übermäßigen Fettpolsters — ad A 1 (bei Entstehung eines entzündlichen Oedems ist selbstverständlich die Massage kontraindiziert), und auch zur Abhärtung der Stumpfhaut — ad B 3; die Massage darf nur sehr achtsam angewendet werden, damit dadurch die Stumpfhaut nicht in die Höhe geschoben und die Granulationsfläche nicht verletzt wird. Darum muß hauptsächlich die Stumpfmuskelmassage — ad A 3 a — nur sehr mild vorgenommen werden. Recht gut ist es, wenn man das

gesunde Bein besonders zu Beginn der Behandlung massieren läßt — ad A 3 a. Die Massage dauert ca. 10 Minuten.

7. Die passive Streckung der Kontraktur des Stumpfgelenkes (ca. 10 Minuten) vollführen wir mittels unserer Hand, entsprechender Lagerung des Patienten, Auflegen von Sandsäcken und dem modifizierten Bardenheuerschen Apparate. Die Befestigung auf den Uebungsapparaten erfolgt am besten mittels einer Gamasche oder eines angeklebten Trikotschlauches — nach Spitzy. Die passive Streckung einer Psoaskontraktur — Stellung

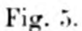
Fig. 4.



in der Flexion, Abduktion und Außenrotation des Oberschenkels — führen wir auf einem modifizierten Bardenheuerschen Apparate (Fig. 4) aus, wobei wir den Apparat ein wenig um die Achsen *A A* der gesunden Extremität zuneigen; schon die Bauchlage des Patienten allein redressiert durch das Körpergewicht diese Kontraktur des Hüftgelenkes. Man soll aber bei Psoaskontraktur nicht vergessen, die Außenrotation des Hüftgelenkes (Musculus psoas inseriert an dem Trochanter minor) durch einen Druck mit der Hand gegen die dorsale Fläche des Trochanter major zu mobilisieren. Ein einfacheres Verfahren der Mobilisierung des Hüftgelenkes führt uns die Fig. 5 vor Augen. Der Patient liegt dabei auf dem Rücken, wobei die Beckenhälfte der amputierten Seite mittels Sandsäckchen hochgelagert ist, so daß das Gewicht das Gelenk im Sinne der Extension und der Adduktion mobili-

siert. Der Patient verhindert zugleich durch einen Strick das Abrutschen des Gurtes distalwärts. Wenn die physikalische Therapie nicht genügt, kommt ein unblutiges Redressement an die Reihe, die Durchschneidung des Musculus psoas ist jedoch kontraindiziert.

8. Aktive Uebungen (ca. 10—15 Minuten), freie Uebungen mit dem Stumpfe; Widerstandsübungen. Uebungen auf modifiziertem Bardenheuerschen Apparate, welcher, zur horizontalen Fläche geneigt, wichtige Adduktions- und Abduktionsübungen im Hüftgelenke zuläßt; das Hochheben eines an einem am Stumpf angeklebten oder sonstwie befestigten Trikotschlauch angehängten Gewichtes — nach Spitzy. Uebungen auf mechanotherapeutischen Apparaten. Die Uebungen sind jedoch in langsamem Tempo durchzuführen. Bei der Wahl der Uebungen, vor allem aber bei der passiven Streckung, werden wir selbstverständlich auf die Granulationsflächen achtgeben — ad A 3 a und A 2.


Fig. 5.



9. Steh- und Gehübungen auf einer indirekt stützenden Prothese mit Klebezug nach Spitzy — ad A 3 b und A 1 — womit der Patient möglichst bald anfangen soll.

10. Komprimierende Einwicklung des Stumpfes mittels Gummibinden oder elastischen Stoffbinden proximalwärts hauptsächlich während der Nacht — ad A 1.

11. Ein Extensionszug auf dem Stumpf (mittels Mastisol angeklebtes Trikot) entweder auf dem Bett oder beim Gehen.

12. Arbeitstherapie in den Werkstätten.

II. Die Nachbehandlung von geheilten Stümpfen.

1. Warmwasserbad, Heißluftdusche, Diathermie des rigiden Stumpfgelenkes — ad A 2.

2. Muskelelektrisation — Myomotorisation, Faradisation, Galvanisation — ad A 3 a.

3. Massage des rigiden Stumpfgelenkes — ad A 2, der Stumpfmuskeln und auch der Muskeln des gesunden Beines — ad A 3 a. Weiters die Massage der Haut zur Beseitigung des Oedems — ad A 1 — und auch zur Abhärtung der Stumpfhaut — ad B 3 — und zur Lockerung der Knochenhautnarbe — ad B 2. Bei allen diesen Massagearten kommt nicht bloß Handmassage, sondern auch Vibrationsmassage, welche letztere speziell für die Lockerung der Knochenhautnarbe geeignet ist, in Betracht.

4. Passive Streckung der Kontraktur des Stumpfgelenkes; wie bei den nichtgeheilten Stümpfen.

5. Aktive Uebungen: dieselben wie bei den nichtgeheilten Stümpfen.

6. Tragfähigkeitsübungen auf den „Stumpfhärtern". Die Patienten üben auf den Stumpfhärtern im Anfang auf einem Wattapolster, später auf einem Filz, dann Flanellpolster (3 Schichten Flanell) und endlich auf einem bloßen Brette, täglich 15—30 Minuten. Die Uebungen auf den Beinstümpfen vollführt der Patient in der Art, daß er mit dem Stumpf auf dem Polster des Apparates in ungefähr dem Tempo, in welchem der Mensch beim Gehen dies tut, auftritt. Wenn wir den Druck auf den Stumpf noch über das Gewicht des Körpers steigern wollen, können wir den Rücken des Patienten noch mit einem mit Sand gefüllten Rucksack belasten. Wenn wir keine Stumpfhärter zur Hand haben, können wir einfachere Hilfsmittel gebrauchen. So z. B. können wir das Stumpfende mit der Faust oder mittels eines Holzhammers beklopfen (ca. 3 Minuten), mehrmals im Tage; weiter kann der Patient mit dem Stumpf gegen eine mit Polster belegte Holzkiste drücken und endlich stehend auf einem Polster, das man auf einen Sessel oder Schemel legt, auftreten. Selbstverständlich kann der Patient bei solchen improvisierten Uebungen die auf den Stumpf sich übertragende Kraft nicht so regulieren, wie dies bei den Stumpfhärtern möglich ist.

7. Balanceübungen für die Beinamputierten; mit diesen Koordinationsübungen kann nur der Patient, welcher schon einen



genügend tragfähigen Stumpf erzielt hat, beginnen. Der Oberschenkelamputierte tritt mit seinem Stumpfende auf dem recht dicken Polster des Stumpfhärters auf, erhebt indessen den gesunden Fuß etwas vom Boden und versucht, ohne sich mit den Händen zu halten, eine Weile auf dem Stumpf zu balancieren.

8. Hydrotherapie des Stumpfes lassen wir am Ende aller dieser bis jetzt beschriebenen Uebungen durchführen, weil sie außer anderem den Zweck hat, den infolge der Uebungen sezernierten Schweiß zu beseitigen und den Stumpf zu erfrischen und zu stärken.

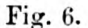


Fig. 6.



Der Patient unterzieht sich

a) der Behandlung des Stumpfes mit schottischer Dusche (abwechselnd warmer und kalter Wasserstrahl) — ad B 3; und dann

b) einer Bäderbehandlung (laues Wasser mit etwas Soda). Um das Baden des Oberschenkelstumpfes zu erleichtern, bedienen wir uns eines eigens konstruierten Badesessels, der im Prinzip dem Schanzschen Modellierstuhl ähnlich ist (Fig. 6). Das Brett, auf welchem das Waschgerät (Lavoir) steht, kann man in die gewünschte Höhe heben oder senken.

9. Wicklung mittels Binden wieder wie bei den ungeheilten Stümpfen.

10. Die Steh- und Gehübungen auf einer indirekt stützenden Prothese. Es handelt sich hierbei um eine provisorische Prothese, und zwar gewöhnlich um eine solche mit einer Gipsstumpfhülse.

11. Die Steh- und Gehübungen auf einer „zweistützigen Prothese".

12. Die Steh- und Gehübungen auf einer direkt stützenden Prothese. Diese Uebungen auf der Prothese

macht der Patient in einer „Gehschule", und zwar auf einem horizontalen, glatten, später unebenen, und ferner auf einem geneigten Boden, einen Hügel hinauf- und hinabgehend, und auf Stiegen, später ohne Kontrolle der Augen.

13. Arbeitstherapie in den Werkstätten. Die Nachbehandlungsmethoden bei Amputierten, wie sie oben geschildert wurden, kann und soll jeder Arzt, vereinfacht und improvisiert, auch schon in den allgemeinen Lazaretten, wo der Amputierte zunächst liegt, durchführen; dadurch wird er seinem Patienten in hohem Grade nutzen. Zugleich aber muß er sich vor Augen halten, daß zur gründlichen Durchführung der Nachbehandlung, ohne die der Amputierte nicht bleiben soll, speziell ausgebildete Aerzte, Hilfspersonal und eigene Einrichtungen notwendig sind, und darum soll er auch den Patienten möglichst bald in die eigentlichen orthopädischen Lazarette schicken.

II. Einige allgemeine Begriffe über die Oberschenkelprothese.

Wir beschränken uns gewöhnlich darauf, von der Oberschenkelprothese 1. Lokostabilität des Amputierten, 2. Lokomotion und 3. Möglichkeit eines dem normalen ähnlichen Sitzens zu verlangen.

Außerdem verlangt fast ein jeder Patient einen dem gesunden Bein entsprechenden kosmetischen Effekt.

Auf jeder Prothese finden sich bestimmte Konstruktionselemente vor, welche für die Funktion der Prothese notwendig sind; solche Elemente sind auf der Oberschenkelprothese z. B. das Kniegelenkscharnier, die Traggurte, oder der Holzfuß. Zu diesen Konstruktionsbestandteilen gehören auch jene Bestandteile der Prothese, welche auf den Körperteil (hauptsächlich auf den Stumpf) genau passen müssen; in diesem Sinne ist auch die Lederstumpfhülse ein für die Funktion der Prothese notwendiges plastisches, an den Stumpf angepaßtes Konstruktionselement.

Aber wir können ein und dasselbe Konstruktionselement, z. B. ein Kniegelenkscharnier, in verschiedene Lagen bezüglich der Frontalebene bringen, d. h. wir können dasselbe Scharnier verschiedenartig orientieren. Weiter befinden sich auf der Prothese auch solche Bestandteile (z. B. die Lederhülse), welche ausschließlich oder hauptsächlich einen kosmetischen Effekt erzielen sollen.

Somit können wir auf jeder Prothese folgendes unterscheiden:



1. Die Konstruktion,
2. die Orientation und
3. die Kosmetik.

Diese Begriffe wollen wir folgenderweise definieren:

1. Die Konstruktion der Prothese bilden diejenigen Bestandteile, welche ohne Rücksicht auf ihre gegenseitige Anordnung für die Funktion der Prothese notwendig sind. Unter den Begriff „die Konstruktion" gehört auch der engere Begriff „plastische Konstruktion", zu welcher wir die dem Körper angepaßten Bestandteile der Prothese rechnen.

2. Die Orientation der Prothese ist eine bestimmte Anordnung der Konstruktionsbestandteile in bezug zum Knochenstumpfe.

3. Die Kosmetik der Prothese soll einen kosmetischen Effekt hervorbringen.

Die Konstruktion ist also die materielle Substanz der Prothese, während die Orientation ein geometrischer Begriff ist. In diesem Sinne ändert sich die Orientation der Prothese z. B. schon durch eine Aenderung der Befestigungsstelle eines Gurtes, aber nicht z. B. bei einer Aenderung in der Konstruktion des Kniescharniers. Zum Begriffe der Orientation gehört auch die Länge der Prothese.

Eine fehlerhafte Orientation können wir als eine Desorientation der Prothese bezeichnen. Die Ausdrücke eine „orientierte Prothese", eine „desorientierte Prothese", „ein Apparat zum Baue der genau orientierten Prothese" folgen aus dem oben Gesagten. Wir müssen unterscheiden „eine gut konstruierte, aber zugleich desorientierte Prothese" und „eine unvollkommen konstruierte und zugleich gut orientierte Prothese".

Als Stumpfachse bezeichnen wir die gerade Linie, verlaufend durch den Mittelpunkt des Hüftgelenkes und durch die Mitte der Unterstützungsfläche am Stumpfknochenende. Die Stumpfebene ist durch die Stumpfachse und die Spitze des Trochanter major gegeben.

III. Zur Mechanik des Ganges der Oberschenkelamputierten.

Die Mechanik des Ganges eines Amputierten ist nicht so leicht zu verfolgen wie die eines gesunden Menschen. Der Oberschenkel-



amputierte kann nur mit Hilfe eines Apparates (z. B. mittels Krücken) auf gewöhnlichem Boden gehen. Deshalb können wir niemals einen reinen Typus des Ganges eines Amputierten erhalten, denn der Hilfsapparat drückt immer schon a priori dem Gange eine bestimmte Charakteristik auf. Der Mechanismus des Ganges desselben Amputierten wird anders bei Benutzung einer Stelze und anders bei einer Prothese mit Kniegelenk usw. Somit ändern wir den Gang des Amputierten durch die Aenderung der Prothese. Ferner können wir niemals mit der Prothese das gesunde Bein ganz nachahmen, d. h. einen idealen Gang des Amputierten erzielen. Nur auf Grund unserer jetzigen, in der Mechanik des Ganges bisher realisierten Erfahrungen und unserer theoretischen Erwägungen konstruieren wir einen neuen bestimmten Typus der Prothese. Wir können aber doch einen „natürlichen" (d. h. einen von der Prothese unabhängigen) Gang des Amputierten verwirklichen. Allerdings ist dazu eine besondere Form des Bodens notwendig, die sich nur sehr selten dem Amputierten darbietet. Als einen natürlichen Gang des Amputierten können wir den Gang bezeichnen, der auf zwei parallel nebeneinanderlaufenden Ebenen vor sich geht, deren eine um die Länge des durch die Amputation verlorenen Gliedteiles höher gelegen ist.

Diese Gangart ist selbstverständlich etwas ganz anderes als der „ideale Gang", nämlich als der Gang des Amputierten, der sich dem normalen am meisten nähert. Beim natürlichen Gang macht der Amputierte mit einem Stumpf ganz kurze Schritte, und zwar im geraden Verhältnis zur Länge des Stumpfes; der Punkt, um welchen sich der Stumpfknochen dreht, ist am Ende des Femurstumpfes.

Dem Obengesagten nach müssen wir also hauptsächlich zwei verschiedene Arten des Amputiertenganges unterscheiden, und zwar

1. den natürlichen Gang und
2. den künstlichen Gang.

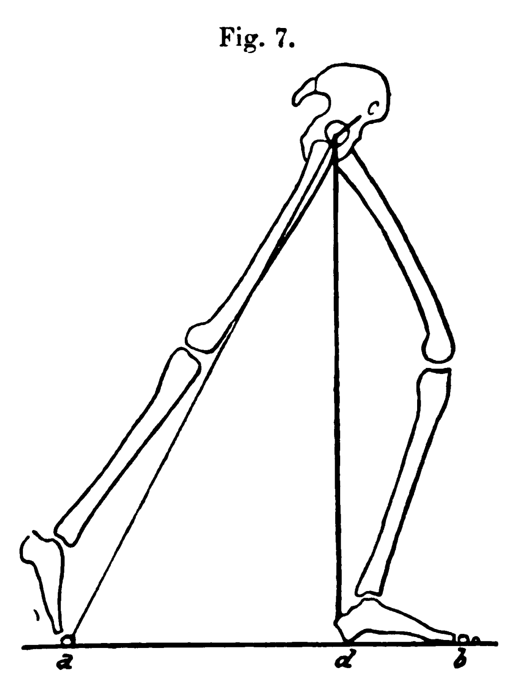
Der künstliche Gang geschieht auf verschiedenen Hilfsapparaten, wie Krücken, Stelzen und komplizierten Prothesen, und zu jedem Typus der Apparate gehört je eine bestimmte Gangart des Amputierten.

Bei der Bestimmung und Beurteilung von neuen Konstruktionen der Prothesen wird oft nur auf den Gang auf einer glatten, harten, horizontalen Ebene Rücksicht genommen, wobei man den Gang beim Ab- und Hinaufsteigen — beim Treppensteigen — auf einer unebenen und weichen oder grasigen Unterlage, oder den Gang ohne Kontrolle des Auges (in der Finsternis) und die plötzlichen Vorfälle (z. B. das

Straucheln um die Unebenheit des Bodens) außer acht läßt. Auch auf das Umdrehen des Patienten auf der Prothese kann man eventuell Rücksicht nehmen.

Stellen wir uns jetzt die Verhältnisse des Ganges eines gesunden Menschen vor (Fig. 7 nach F i c k). Beim Beginnen des Schrittes stützt das t ä t i g e (a k t i v e) Bein seinen Fuß zur Gänze auf den Boden und ist im Fuß- und Kniegelenk etwas gebeugt, trägt das Körpergewicht allein, während das passive Bein extendiert ist und den Boden nur mit der großen Zehe berührt. Gebrüder W e b e r stellen sich schematisch das passive Bein als die Hypotenuse und das aktive Bein als die Kathete (Verbindung des Drehungsmittelpunktes der Hüftgelenke *c* mit Tuber calcaneus *d*) vor.

Fig. 7.



In der nächsten Phasis streckt das aktive Bein das Kniegelenk, hebt den Calcaneus vom Boden ab, und treibt den Schwerpunkt (das Becken, den Rumpf und den Kopf) etwas nach vorwärts und nach oben. Der Schwerpunkt beschreibt während des Ganges eine Wellenlinie. Aus chronometrischen Figuren ist es ersichtlich, daß der Schwerpunkt des Körpers infolge zweier Umstände steigt, und zwar:

1. durch die Muskeltätigkeit des passiven Beines, welches sich vom Boden abhebt und dabei den Schwerpunkt nach vorwärts und nach oben treibt; und

2. das aktive Bein streckt das Kniegelenk durch die Tätigkeit des Musculus quadriceps.

Jetzt können wir den Gang des Oberschenkelamputierten auf einer Prothese mit beweglichem Kniegelenk *K* und Sprunggelenk *P* erwägen (siehe Fig. 8). Diesem fehlt der Musculus quadriceps.

Der Amputierte tritt mit leicht gebeugtem Knie (Fig. 8 a) auf. wenn die Federung des Kniees schwach ist oder (was gewöhnlich der Fall ist) mit extendiertem Knie (Fig. 8 b). Die Stellung (*a*) ist ganz

ähnlich dem des normalen Ganges; aber schon die weitere Phasis muß unbedingt in der Folge des Fehlens des Musculus quadriceps eine andere als die normale sein: der Schwerpunkt des Körpers kann sich nicht früher vorwärtsheben, bevor das Knie gestreckt ist (Fig. 8 b). Erst dann kann das gesunde Bein dem Körper einen Vorstoß nach vorwärts und nach oben geben (siehe Fig. 8 c); die Prothese macht also entweder eine Kreisbewegung um die Achse des Sprunggelenkes, oder eine wälzende Bewegung, wenn das Sprunggelenk der Prothese fix ist; die wälzende Bewegung geschieht zwischen der Sohle der Prothese und der Unterlage. Die letzte Phasis dieser Kreis- resp. wälzenden Bewegung ist in Fig. 8 d abgebildet; hier verhindert das gesunde Bein das weitere Fallen des Schwerpunktes des Körpers.

Beim Amputierten fehlt die rhythmische alternierende Muskeltätigkeit beider Beine, die beim normalen Menschen stattfindet, deshalb muß das gesunde Bein des Amputierten jetzt mehr leisten denn früher, als der Patient beide Beine hatte.

Wir können also präzisieren: Ein Unterschied zwischen dem Gange des Amputierten und dem Gange des Gesunden.

B e i m G e s u n d e n: Schon beim flektierten Knie beginnt der Schwerpunkt des Körpers sich zu heben.

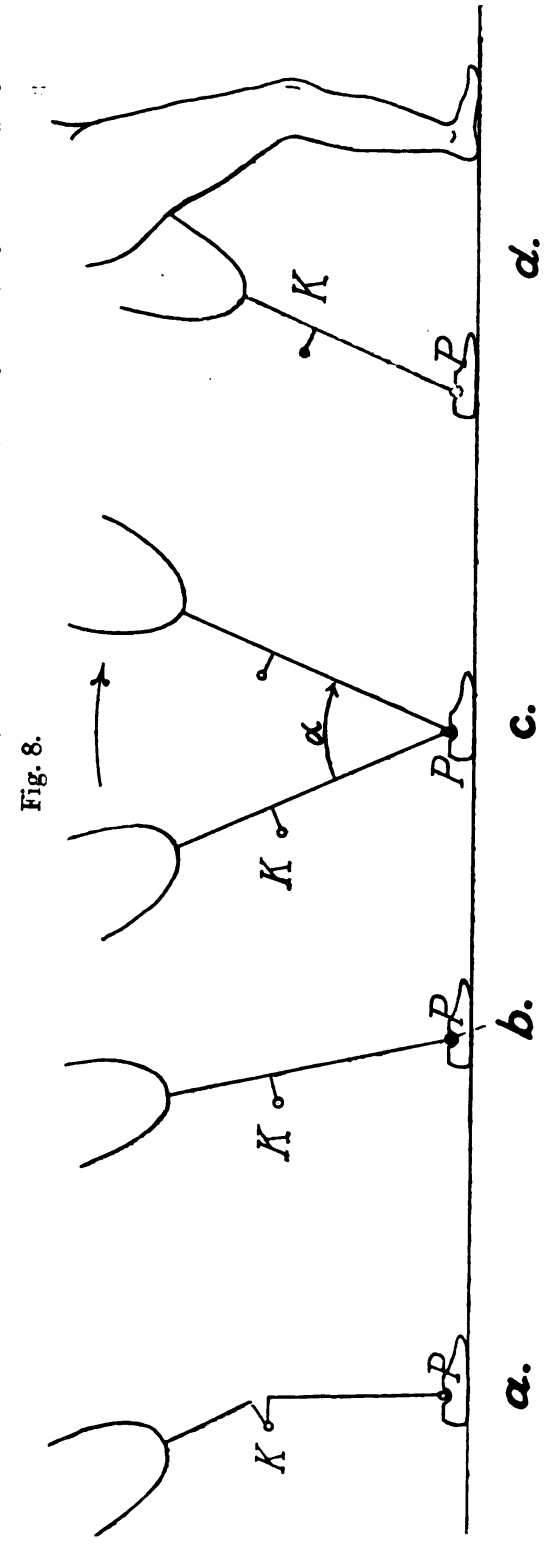


Fig. 8.



B e i m A m p u t i e r t e n: Der Schwerpunkt des Körpers kann sich erst dann heben, wenn das Knie ganz extendiert ist.

Wenn das Knie der Prothese noch gebeugt wäre (dabei ist die Beinbelastungslinie gewöhnlich hinter der Knieachse), und das gesunde Bein schon einen Vorstoß dem Schwerpunkt gäbe, dann würde sich das Knie noch weiter durch die Wirkung des Körpergewichtes beugen und der Patient fiele zu Boden. Diese Verhältnisse soll man dem Amputierten in der Gehschule erklären.

Erwägen wir jetzt d i e F u n k t i o n d e s S p r u n g g e l e n k e s der Prothese. Dasselbe hat einen ganz anderen Zweck beim Gang als ein gesundes Sprunggelenk. Im gesunden Sprunggelenk sehen wir beim Gehen auf einer horizontalen Ebene nur eine kleine Bewegung während der ganzen Phase des Ganges, denn der Fuß verbleibt annähernd stets in einem rechten Winkel. Funktionell ist das Sprunggelenk der Prothese etwas ganz anderes. Hier entsteht beim Gehen eine viel größere Bewegung, und zwar in einem Winkel α, welcher der Kreisbahn der Prothese während des ein-(prothese-)seitigen Aufstützens entspricht (in Fig. 8 c).

Gewöhnlich macht man bei der H o e f t m a n schen Prothese das Sprunggelenk mit Stahlfedern, die im Sinne der Plantar- und Dorsalflexion wirken. Wir können aber sagen, daß die Dorsalflexionsfeder nicht einwandfrei ist. Denn b e i d e r P l a n t a r f l e x i o n eines solchen Gelenkes (also beim Bergabsteigen) entsteht infolge des Zusammendrückens der hinteren Feder e i n e d a s K n i e z u b e u g e n s t r e b e n d e K r a f t.

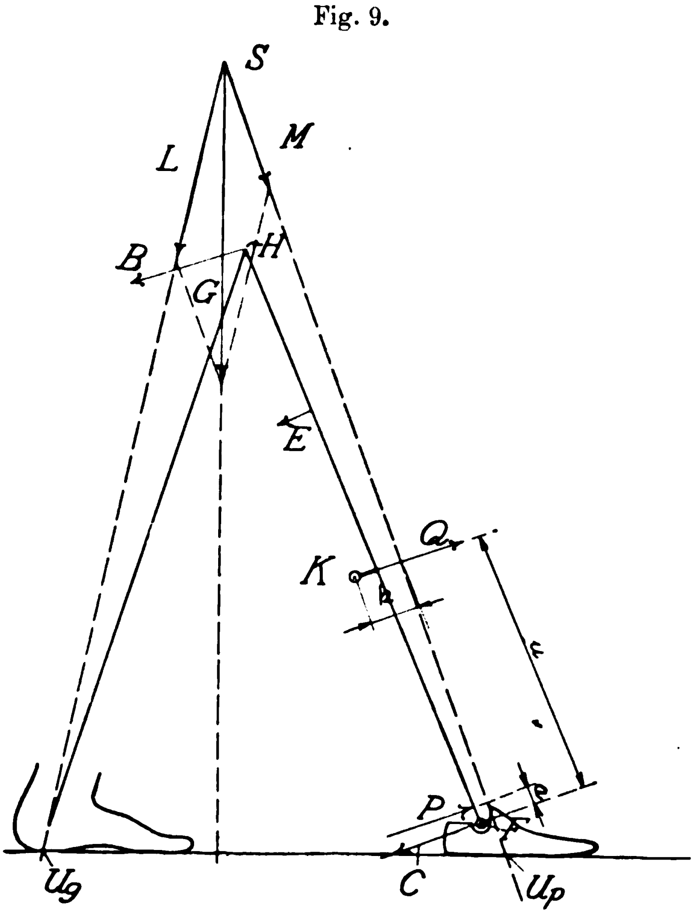
In der Fig. 9 ist die Entstehung dieser Beugekraft geometrisch erklärt. Beim doppelten Aufstützen zerlegt sich das Gewicht des Körpers G in die Komponente L, die auf die Unterlage mittels des gesunden Beines wirkt, und in die Komponente M, welche auf die Prothese mittels des Stumpfes wirkt, und welche wir die Beinbelastungslinie nennen. S ist der Schwerpunkt des Körpers, H die Mitte des Stumpf-Hüftgelenks, K die Achse des Kniegelenkes der Prothese und F die Achse des Sprunggelenkes. Es handelt sich um einen Hebel HF, drehbar in den Achsen F und H resp. auch im gesunden Sprunggelenk; der Hebel hat im Punkt K ein frei sich flektierendes Gelenk, welches dorsal von der Komponente M belegt ist. Die Kraft P, gegeben durch das Zusammendrücken der dorsalen Feder des Sprunggelenkes (oder durch das Strecken der vorderen Zugfeder) übertragen in das Kniegelenk, wirkt als Kraft Q, welche das Knie zu flektieren strebt. Aus



der Figur ist es klar, daß $Q = P\frac{a}{u}$; indem u gegen a viel größer ist, so ist es augenscheinlich, daß die das Knie flektierende Kraft Q viel kleiner als der Federdruck P ist. Aber die Federkraft P ist eine große Kraft, hauptsächlich beim Bergabsteigen.

Die Kraft Q kann zur Geltung, d. h. zum Kniebeugen nur in dem Falle kommen, wenn im Hüft- und Sprunggelenk die Kräfte B

Fig. 9.



Theorie der das Knie flektierenden, bei der Plantarflexion des Fußes entstehenden Kraft. Theorie der Beinbelastungslinie.

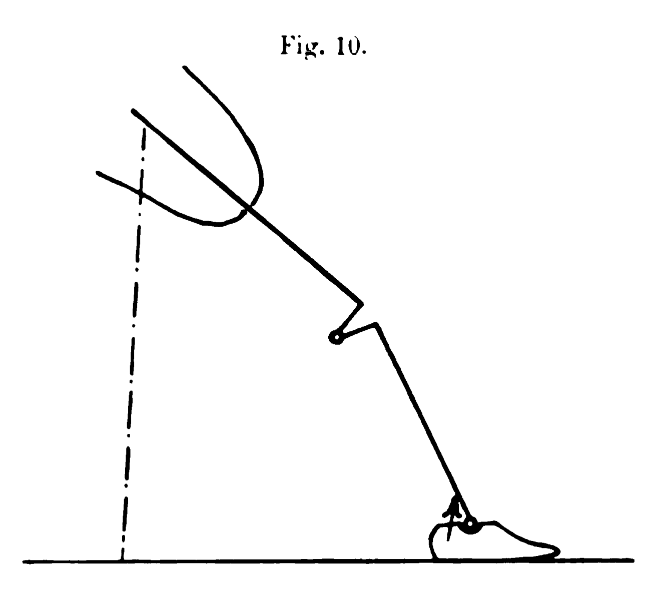
und C entstehen, von welchen selbstverständlich gilt $Q = B + C$. Die Kraft C ist bedingt durch die Reibung der Schuhsohle auf der Unterlage und die Kraft B entsteht nur beim doppelseitigen Aufstützen.

Gegen die Knieflexion durch die Kraft Q wirkt die Kraft M am Hebelarm k, dessen Länge von der Größe der Exzentrizität der Achse des Kniegelenkes abhängt. Beim Gang ist die Kraft M aller-



dings nicht nur durch die Komponente des Körpergewichts bedingt, sondern auch durch die Komponente der lebendigen Kraft des fallenden Körpergewichtes ($^1/_2\ G\ v^2$). Außerdem wirkt gegen die Knieflexion auch die Kraft der erhaltenen Hüftgelenkextensoren E. Weiter wirkt gegen die Kraft P auch die Beinbelastungslinie M, in dem Falle, wenn diese dorsal von der Sprunggelenksachse F fällt. Bei ein-(prothese-)seitigem Aufstützen vereinigen sich die Komponenten L und M in eine Schwerlinie. Hier können wir uns allerdings die Kraft P in das Knie verlegt denken, wie die Kraft Q, aber die Kraft Q kann nicht zur Geltung kommen, d. h. das Knie beugen, weil hier nicht die Ge-

Fig. 10.

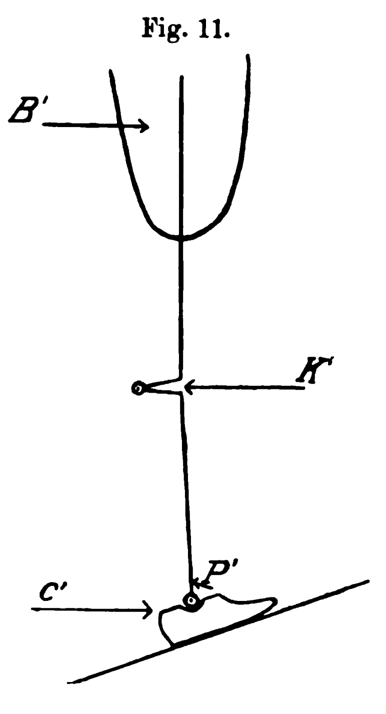


lenkskräfte B und C entstehen. Also in der Phasis des ein-(prothese-)seitigen Aufstützens kann nicht das Beugen des Kniees entstehen, und deshalb auch nicht der Fall des Patienten, natürlich nur unter der Voraussetzung, daß die Schwerlinie sich dabei nicht hinter die Kniegelenksachse verschiebt. Die Kraft P trägt hier zum Vorstoß des Körperschwerpunktes nach vorne bei.

Wir können also sagen: die hintere Druckfeder im Sprunggelenke bewirkt bei Plantarflexion (also hauptsächlich beim Bergabsteigen) die Knieflexion beim Auftreten auf das hintere gesunde Bein und gleichzeitigem Auftreten auf die Prothese und bewirkt so den unsicheren Gang und zuweilen auch den Fall des Amputierten. Man kann sich die Sache so vorstellen, als wenn die zusammengedrückte hintere Druckfeder das Knie unterreißen würde (Fig. 10). Wenn man diese un-

gewünschte Wirkung paralysieren will, so muß man im Verhältnisse der Stärke der Feder ((je stärker die Feder desto mehr) die Kniegelenksachse dorsalwärts verschieben, was wieder einen funktionellen und kosmetischen Nachteil nach sich zieht. Eine noch größere, das Knie flektierende Kraft entsteht beim steifen Sprunggelenk, welches eigentlich ein Gelenk mit unendlich starker Feder vorstellt, wobei der Punkt F (Fig. 9) sich am dorsalen Rand des Schuhabsatzes verschiebt. Der Holzfuß ohne Sprunggelenk ist nicht annehmbar. Die hintere Druckfeder oder die vordere Zugfeder soll also nachgelassen, zugleich aber soll die Spitze des Holzfußes etwas hochgehoben werden. Wir werden später im sechsten Abschnitt sehen, was für eine Einrichtung auf der Prothese diesen beiden Forderungen entsprechen kann.

Fig. 11.



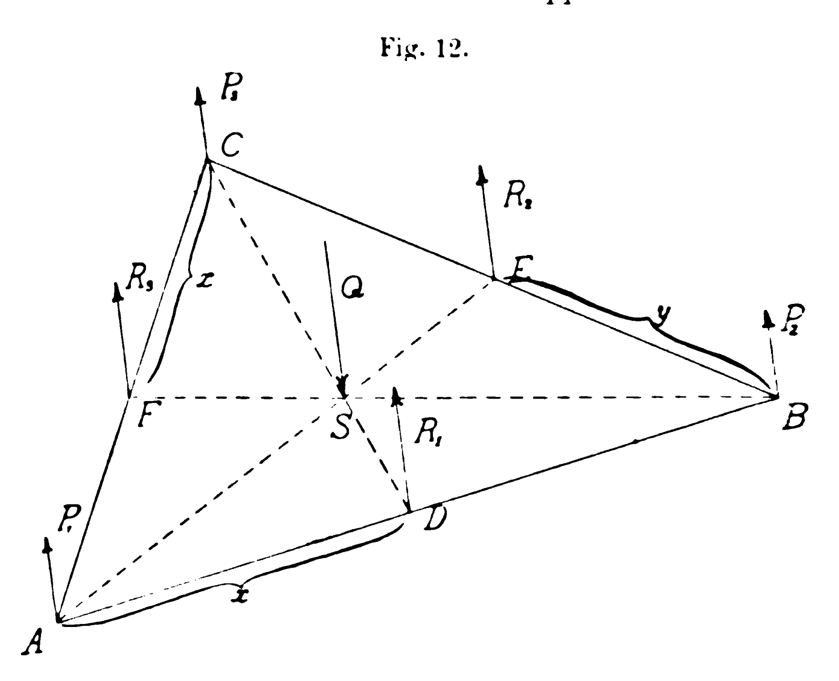
Sehr günstige Umstände bezüglich der Kniebeugung und des Verhütens des Falles des Patienten treten bei der dorsalen Flexion des Sprunggelenkes z. B. beim Gange bergauf ein (Fig. 11). Hier verursacht die durch das Zusammendrücken der vorderen Feder des Sprunggelenkes im Kniegelenke entstandene Kraft P' die das Knie extendierende Kraft K' und ihre gegenwirkenden Kräfte B' und C'.

Es ist also zweckmäßig, die vordere Feder im Sprunggelenke zu belassen, aber nur als eine Druckfeder. Die Feder kann möglichst stark sein, weil gegen sie genügend große Kraft auf langem Hebelarm wirkt. Bei der Entspannung der Feder (also beim Aufheben des Holzfußes vom Boden) soll der Schuh die 90°-Stellung einnehmen. Ich glaube, daß diese Erörterungen manche strittige Ansichten, wie sie in der Literatur vom Sprunggelenke geäußert wurden, erklären.

Bevor wir die Mechanik des Kniegelenkes behandeln werden, erwähnen wir die Schwerlinie und die sogenannte Beinbelastungslinie beim Oberschenkelamputierten, denn die Lage dieser Linien hat einen großen Einfluß auf die Funktion des Kniegelenkes. Die bisherigen, hierbei in Anbetracht kommenden

Apparate zur Bestimmung der Schwerlinie im menschlichen Körper sind der Apparat von R. L. Lowett und E. Reynolds und der von Milatz. Bei der Bestimmung der Beinbelastungslinie auf der Milatzschen astatischen Wage darf der Patient nicht mit einem Fuß auf den Apparat treten. Bei der Lowettschen Methode zur Bestimmung der Schwerlinie kann man ihre Lage in der horizontalen Ebene nur in einer Richtung bestimmen, also z. B. in der medialen. Wenn wir die Schwerlinie in der frontalen Richtung bestimmen wollen, so müssen wir den Untersuchten auf dem Apparate um 90° umdrehen

Fig. 12.



und die Schwerlinie von neuem festsetzen. Das verursacht teils manche Fehler (die beschwerliche Drehung um 90° bei derselben Stellung des Patienten), teils erfordert die Messung doppelte Zeit. Die daraus entspringende Müdigkeit des Untersuchten wird ihrerseits auch eine neue Ursache von Fehlern, überdies muß man erst aus den beiden Resultaten die Lage der Schwerlinie bestimmen. Deshalb gebrauchte ich die nachfolgende Methode, welche es ermöglicht, die Lage der Schwerlinie in allen Richtungen der horizontalen Ebene zu bestimmen, und zwar gleich beim einmaligen Messen in einem einzigen Augenblicke, ohne Aenderung der Lage des Untersuchten.

Bei der Messung stellen wir den Untersuchten beiläufig in die Mitte eines dreieckigen Tragbalkens, dessen Spitzen auf Federwagen gelegt sind. Das Trittbrett ist in horizontaler Lage. Unter-

suchen wir die statischen Verhältnisse auf einem solchen Dreiecke (siehe Fig. 12).

Der Punkt S ist der Durchschnitt der Schwerlinie mit der horizontalen Ebene des Dreieckes und benennen wir ihn den Fußpunkt der Schwerlinie. Der Punkt A, B und C ruht auf Federwagen. Die Federn der Wagen wirken hier mit den Kräften p_1, p_2 und p_3, die wir auf der Skala ablesen. Machen wir $A\,B = c$, $A\,C = b$ und $B\,C = a$. Die Resultante R_1 zweier Kräfte p_1 und p_2 hat ihren Wirkungspunkt auf dem Dreiecke im Punkte D. Dieser Punkt muß auf der Verlängerung der Geraden $C\,S$ liegen, wenn Gleichgewicht entstehen soll.

Betrachten wir $A\,B$ als einen einarmigen Hebel mit dem festen Punkt A, auf dem die Kräfte $R_1 = p_1 + p_2$ sich das Gleichgewicht halten, zugleich parallel, in entgegengesetzter Richtung und in derselben Ebene wirkend. Hier gilt:

$$R_1\,x = p_2\,c,$$

woraus wir erhalten:

$$x = \frac{c\,p_2}{p_1 + p_2} \quad \dots\dots\dots\dots \quad (1)$$

Analog zu diesem erhalten wir für zwei andere Seiten, wenn wir bezeichnen $R_2 = p_2 + p_3$ und $R_3 = p_1 + p_3$

$$B\,E = y \text{ und } C\,F = z$$

$$y = \frac{a\,p_3}{p_2 + p_3} \quad \dots\dots\dots\dots \quad (2)$$

und

$$z = \frac{b\,p_1}{p_1 + p_3} \quad \dots\dots\dots\dots \quad (3)$$

Durch die Festsetzung x, y und z erhalten wir die Wirkungspunkte D, E und F der Resultante R_1, R_2 und R_3; im Durchschnitt der die Punkte D, E und F mit der gegenüberliegenden Spitze C, A und B vereinigenden Geraden befindet sich der gesuchte Punkt S. Zur Festsetzung dieses Punktes genügt die Bestimmung der Lage zweier der Distanzen x, y, z.

Das Dreieck ist auf den Ecken mit Stellschrauben versehen, welche auf Federwagen stehen. Mit diesen Stellschrauben wird die obere Ebene des Trittbrettes mittels einer Libelle nivelliert. An die Stellschrauben werden lose Fadenschlingen befestigt, und die Fäden werden über die dazu gehörigen Punkte D, E, F gezogen. In der Kreuzungsstelle der Fäden ist der Fußpunkt der Schwerlinie. Es genügen auch zwei Wagen (der dritte Punkt des Dreieckes ist fest gestützt), wenn wir das Gewicht des Patienten kennen. Zur systematischen Untersuchung kann man die Tabelle ein für allemal nach dieser Gleichung ausrechnen:

$$c\,x = \frac{1}{\frac{p_1}{p_2} + 1}$$

[abgeleitet aus der Gleichung (1)].

Die Skala zwischen den Punkten A, B, C ist so geneigt, daß man sie auf einer Photographie mit einer Lupe, sowie das Gewicht auf einem Zifferblatte der Wage ablesen kann. Parallaktionsfehler beim Ablesen des Gewichtes können unberücksichtigt bleiben, weil das Photographieren aus einer verhältnismäßig



großen Entfernung vorgenommen wird. Den auf der Skala abgelesenen Punkt verbinden wir auf der Photographie mittels Bleistiftstriches mit der zugehörigen Spitze des Dreieckes und im Durchschnitte zweier solcher Geraden ist der Fußpunkt der Schwerlinie.

Zur Erzielung klarer und übersichtlicher Lokalisation der Schwerlinie innerhalb des Körpers habe ich nachfolgendes Verfahren angewendet:

Wenn wir den auf dem Apparat stehenden Patienten stereophotographieren, so können wir auf beiden Photographiekopien uns die Fußpunkte bezeichnen; wenn wir durch diese Fußpunkte eine Parallele zum Senkblei, welches zugleich photographiert ist, führen, dann erhalten wir auf beiden Stereokopien die Schwerlinien. Bei der Beobachtung von Stereobildern im Stereoskop verbinden sich dann die beiden Flächenbilder der Schwerlinie in ein im Raume schwebendes Bild der Schwerlinie, und auf diese Weise können wir uns leicht von ihrer Lage im Raume bezüglich der verschiedenen Teile des menschlichen Körpers, die wir zugleich stereoskopisch sehen, orientieren. Aber noch mehr! Wenn wir mit einer Stereomeßkamera photographieren, dann können wir sogar mittels des sog. Stereokomparators von Pulfrich sehr genau aus den Stereobildern die Lage der Schwerlinie bezüglich der einzelnen Punkte des menschlichen Körpers messen. Ich machte die Versuche mit der Stereophotogrammetrie (die Ausmessung von Gegenständen aus Stereobildern wird jetzt vielfach angewendet auch bei der Ausmessung von Landschaften, Gebäuden u. a.), und kann sagen: es ist die beste Methode zur Messung des menschlichen Körpers und seiner selbst unbedeutenden Veränderungen und deshalb ist es für verschiedene Fächer der Medizin, insbesondere aber für die Orthopädie sehr geeignet. Wir können z. B. einen Amputierten auf dem Apparat zur Bestimmung der Schwerlinie in einem Sekundenbruchteil stereophotographieren und aus den verfertigten Bildern nach Belieben auch später die Schwerlinie und die wichtigen Punkte der Prothese und des Körpers entweder nur subjektiv (nur zur Beobachtung) oder streng objektiv (durch das Messen mittels Stereokomparators) rekonstruieren.

Kehren wir wieder zur Theorie des Schwerpunktes beim Oberschenkelamputierten zurück.

Der Schwerpunkt ist gegen die normale Lage nach der gesunden Seite und nach oben hin verlagert.

Untersuchen wir zuerst die statischen Verhältnisse in einem

Moment **der Phase des doppelseitigen Aufstützens.** Alle Gelenke des gesunden Beines und das Stumpfhüftgelenk können wir für den Moment als ein starres System betrachten, denn diese Gelenke können für die in Betracht kommenden Kräfte mittels der Muskelkraft fixiert werden. Die Resultante des ganzen Körpergewichtes G (siehe Fig. 9) zerlegt sich in zwei Komponente L und M (Beinbelastungslinien), die durch die zwei Unterstützungspunkte U_p und U_r die Unterlagsebene schneiden. Diese Punkte müssen in die einzelnen Bereiche der Sohlen fallen.

Beim doppelseitigen Aufstützen wirkt also auf das Kniegelenk der Prothese nicht das ganze Körpergewicht, sondern nur eine Komponente, die Beinbelastungskomponente M. Ihren Unterstützungspunkt U_p kann man auf dem oben beschriebenen Apparat zur Bestimmung des Schwerpunktes des menschlichen Körpers dadurch bestimmen, daß man den Patienten mit dem gesunden Fuß auf einen Schemel, der so hoch wie das Brett des Apparates ist, mit der Prothese aber auf diesem Brette stehen läßt (siehe Fig. 13).

Mit dem Apparate kann man die Beinbelastungslinie nicht in der Richtung bestimmen, sondern nur ihren Schnittpunkt mit der Unterlagsebene U_p.

Die Verbindungslinie des Schwerpunktes S mit U_p ist die Richtung der Beinbelastungslinie M, welche für das Gehen mit der Prothese wichtig ist. Nur in der Phase des ein-(prothese-)seitigen Aufstützens kommt die Schwerlinie beim Gang zur Geltung.

Streng genommen, können wir auch nicht die Beinbelastungslinie M als eine im Kniegelenk der Prothese entscheidende annehmen, sondern die Komponente des Oberkörpers und das ganze Gewicht des Stumpfes und des Oberschenkelteiles der Prothese:

Aber wir können mit großer Annäherung annehmen, daß die Masse des Unterschenkel- und des Holzfußteiles der Prothese um die Beinbelastungslinie herum symmetrisch angeordnet ist, und darum **die Beinbelastungslinie als eine ganz genügende Richtlinie zur Beurteilung des Baues der Prothese betrachten.**

Nach den bisherigen Versuchen fällt der Schnittpunkt der Beinbelastungslinie U_r beim normalen Menschen ungefähr in das hintere Drittel der Sohle, beinahe in die gleiche Entfernung von dem äußeren und dem inneren Fußrand, wie auch der Mensch die Beine auseinanderspreizen mag.



Die Beinbelastungslinie muß bei der Prothese vor das Kniegelenk, nach *Hoeftman* sogar sehr weit vorgelegt werden. Darüber später.

Die Lage des Schwerpunktes des Körpers ändert sich auch, je nachdem es sich um eine direkt oder *indirekt*

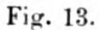
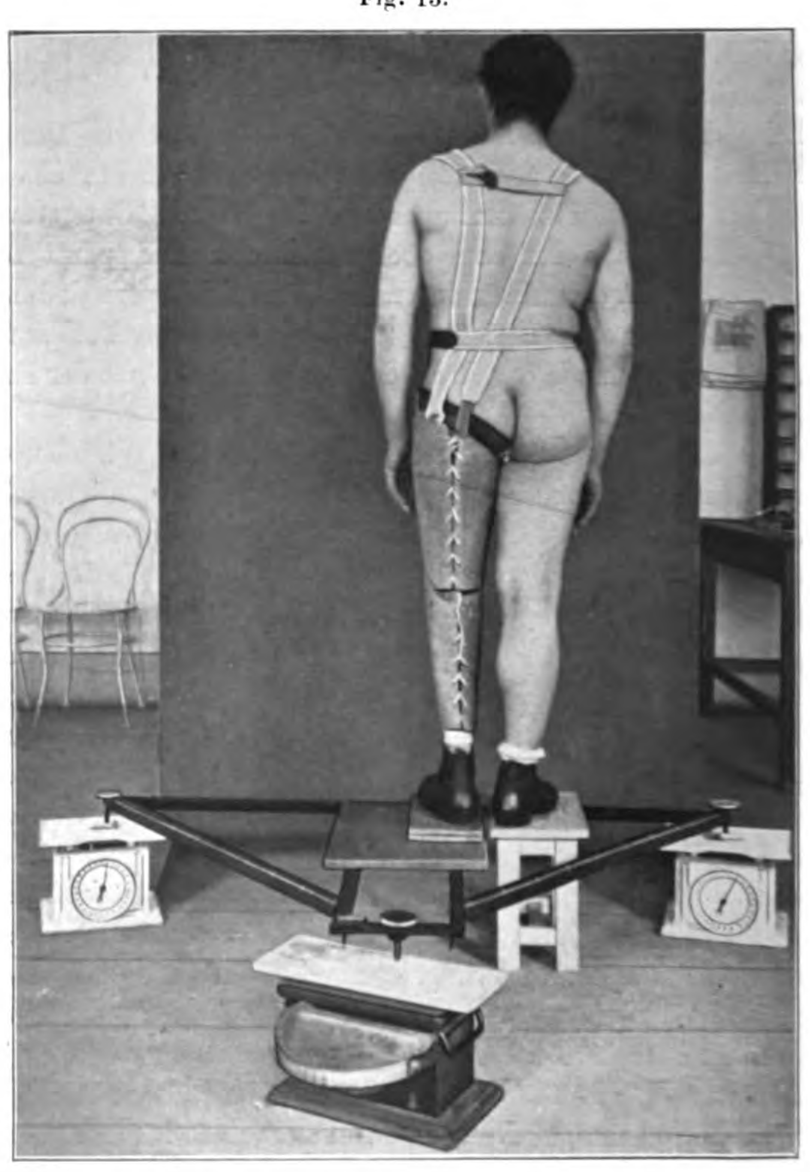


Fig. 13.



stützende Prothese handelt. Beim Auftreten auf eine indirekt stützende Prothese verlagert der Patient den Schwerpunkt zurück.

Das verleiht dem Gange des Patienten den charakteristischen Zug eines „nach rückwärts sich Wiegens". Dieses Gehen auf indirekt stützender Prothese hat also diese Nachteile: daß der Patient vor dem Anfang der Phase des prothesenseitigen Aufstützens die Masse des Oberkörpers zurückschiebt, weiter, daß er erst während dieser Phase eine größere Vorwärtsbewegung durch die Kreisbogenbewegung um das Sprunggelenksscharnier herum durchführt und dann in der Phase des einseitigen Aufstützens auf dem gesunden Bein das Aufrichten des Rumpfes und der Vorwärtsbewegung des Körpers vollführt, während am Anfang der nachfolgenden Phasis wieder das Zurückschieben des Oberkörpers erfolgt. Man kann fast sagen, daß der Amputierte auf der indirekt stützenden Prothese immer einen Schritt vorwärts- und einen halben Schritt zurückgeht, was selbstverständlich nicht ökonomisch ist.

Der Unterschenkelteil einer Oberschenkelprothese mit beweglichem Kniegelenk macht beim Vorwärtsschreiten des Stumpfes eine Extensionsbewegung. Diese bei jedem Schritt sich wiederholende Extensionsbewegung im Kniegelenk ist eine Pendelbewegung; selbe ist durch diese drei Kräfte verursacht:

1. Die Schwerkraft der Masse des Unterschenkels und des Holzfußes mit dem Schuh, dessen gemeinsamer Schwerpunkt durch das leichte Streifen der Sohle und durch das Ausziehen der zusammengedrückten vorderen Druckfeder im Sprunggelenk bei der Flexion des Stumpfes hochgehoben wird.

2. Die Federkraft; die Feder im Kniegelenke wird auch beim Streifen der Sohle gespannt.

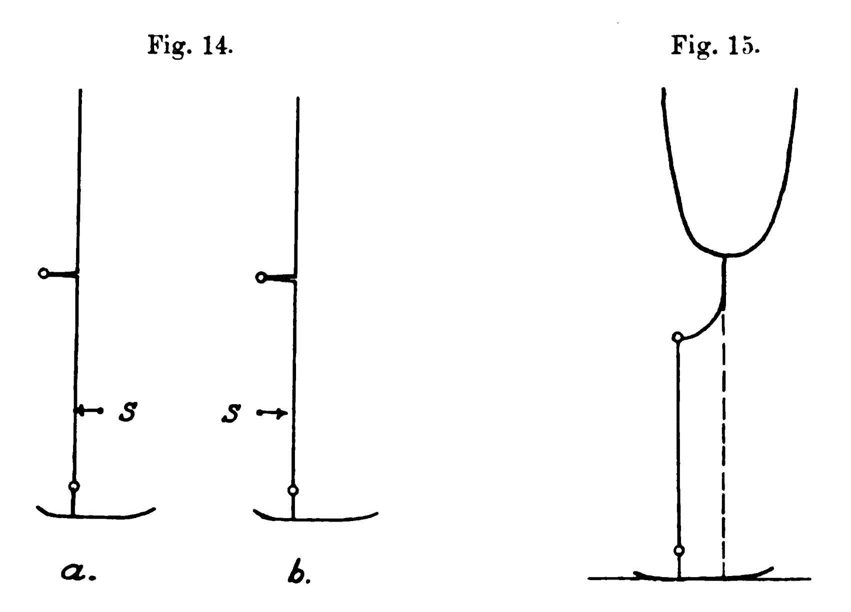
3. Die aktive Extension des Stumpfes im Hüftgelenk; die schnelle aktive Hüftgelenksextension gibt dem gemeinsamen Schwerpunkte einen derartigen Schwung nach vorwärts, daß dieser Schwerpunkt noch nach vorwärts eilt, während der Stumpf und die Oberschenkelhülse schon stehen.

Zwischen diesen drei Kräften ist folgender Zusammenhang: Wenn die Extension des Kniees nur durch die Kraft 1 durchgeführt werden sollte, so würde überhaupt keine gänzliche Extension eintreten, oder wenigstens sehr langsam. Infolgedessen würde der Patient nur sehr langsam gehen können. Wenn die Kraft 1 und 2 wirkte, und die Kniefeder stark wäre, dann fände zwar die Knieextension schnell statt, aber der Patient könnte wieder nur sehr beschwerlich und wenig das Knie mittels des Steifens der Sohle beugen und so die Kniefeder

spannen. Bei schwacher Kniefeder extendiert wieder das Knie sehr langsam und unvollkommen, der Gang muß hiermit sehr langsam sein und bei einem etwaigen unvorgesehenen Zufall (z. B. beim Straucheln um einen Stein) tritt die Extension nicht beizeiten ein, und der Patient fällt.

Nicht nur die proximo-distale Lage des gemeinsamen Schwerpunktes des Unterschenkelteiles und des Holzfußes, sondern auch seine ventro-dorsale Lage hat einen Einfluß auf die Knieextension. Eine vordere Lage des Schwerpunktes (Fig. 14 a) verursacht die Tendenz des Unterschenkels das Knie zu flektieren, während die rückwärtige

Fig. 14. Fig. 15.



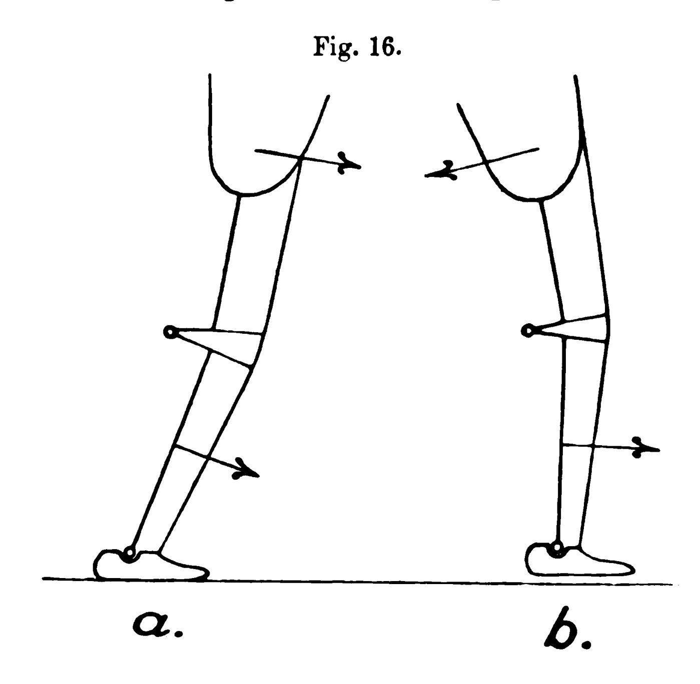
Lage (Fig. 14 b) das Knie in die Extension treibt. Aus diesen und auch aus einigen anderen Gründen wäre es vorteilhaft, wenn der Holzfuß in toto (mit Sprunggelenk) und auch der untere Teil des Unterschenkels hinten orientiert sein würde (Fig. 15) — also etwas Aehnliches als eine Subluxatio genu.

Ich machte die Erfahrung, daß die Patienten dann am besten gehen, wenn zwischen diesen drei Kräften 1, 2 und 3 folgendes bestimmtes Verhältnis eintritt: Die Kniefeder soll genug stark und soviel wie möglich lang sein. Es ist nicht irrelevant, ob die Kniefeder lang oder kurz sei. Wenn man eine kurze Feder gebraucht, so steigt ihre Zugkraft mit der Knieflexion (bei dem Streifen des Bodens) sehr rasch und die Flexion des Kniees auch bei einer schwachen Feder kann nur klein sein. Noch größere Schwierig-

keiten verursacht eine kurze Feder beim Niedersitzen; dann ist unbedingt eine „Schaltungsfeder" notwendig.

Der Patient soll mit dem Stumpf rasch, flink und hoch extendieren (Fig 16a), *aber sofort nach beendeter Hüftextension noch in dem Momente, wenn der Unterschenkel noch leicht im Knie gebeugt ist, eine schnelle, aber kleine Flexion des Stumpfes* (Fig. 16b) *durchführen.* Es scheint dabei von Vorteil zu sein, wenn der gemeinsame Schwerpunkt des Unterschenkels

Fig. 16.



und des Holzfußes mit dem Schuh möglichst tief gelagert ist, also wenn der distalste Teil der Prothese, der Holzfuß, genug schwer ist, wie es auch gewöhnlich (Holzfuß plus Schuhe) der Fall ist. Damit ist nicht gesagt, daß der gemeinsame Schwerpunkt der ganzen Prothese soviel als möglich distal gelagert sein soll, sondern dieser soll möglichst proximal sein und nur der Teil des Schwerpunktes des Unterschenkels und des Holzfußes mit dem Schuh soll möglichst distal liegen; diese beiden Bedingungen zugleich zu verwirklichen, ist selbstverständlich schwer.

Den oben erwähnten Gangtypus kann nur ein Amputierter mit längerem Stumpf und mit gutsitzender starrer Stumpfhülse durchführen; am besten erlernt er es in einer Gehschule.

Zum Studium der Mechanik des Ganges der Amputierten und

des diesbezüglichen normalen Ganges wurde beschlossen, bei Jedličkas Krüppelheim „ein Laboratorium für die orthopädische Mechanik des menschlichen Körpers“ zu errichten. Das Laboratorium ist bestimmt zum Studium der Kinematik und Statik des menschlichen Körpers — sowohl des normalen als auch pathologischen — behufs Erzielung der theoretischen Grundlagen für Aetiologie und Therapie der orthopädischen Krankheiten. Sowie die Mechanik des menschlichen Körpers sich nur mit dem normalen Körper beschäftigt, so bedeutet wieder die orthopädische Mechanik des menschlichen Körpers eine pathologische Mechanik bei orthopädischen Krankheiten.

Im nachstehenden will ich nur flüchtig das Programm des Laboratoriums skizzieren, zu dessen Einrichtung „Ústav ku podpoře průmyslu, obchodní a živnostenské komory v Praze (Institut zur Unterstützung der Industrie der Handels- und Gewerbekammer in Prag)“ schon 2000 Kronen gespendet hat. Es handelt sich erstens um die chronophotographische Beobachtung der Bewegungen des normalen und des amputierten Menschen, entweder nach den Erfahrungen des Otto Fischer oder noch besser mit der Stereomeßkamera. Mit diesem Apparate ist es möglich, eine Bewegung des menschlichen Körpers mehrmals in einer Sekunde auf photographischer Platte aufzunehmen. Dadurch erhalten wir ein stereoskopisches — also räumliches — Bild der ganzen Bewegung in einigen Phasen, dessen Intervalle uns bekannt sind. Bei subjektiver Beobachtung im Stereoskop erhalten wir eine totale Uebersicht des Verlaufes der photographierten Bewegung. Der Stereokomparator gibt uns die Möglichkeit, das räumliche Bild der Bewegung mit der Genauigkeit von 2 mm in der ganzen Höhe des Menschen objektiv auszumessen, und so die ganze Bewegung zeitig im Raum sehr genau zu rekonstruieren. Der Stereokomparator läßt auch die Ausmessung aller Dimensionen, z. B. der deformierten Körperteile, zu; eine solche Photographie ersetzt vollkommen den Gipsabguß des Körpers, der manchmal nicht verfertigt werden kann — und ein Archiv solcher Photographien würde selbst nach Jahren die Konstatierung der feinsten Veränderungen der Verkrümmungen des menschlichen Körpers zulassen. Der Stereokomparator bietet ferner die Möglichkeit, die feinsten Deformationen auf den belasteten Knochen der Leichen zu messen, und dadurch die Transformationsgesetze des lebendigen Knochens zu erklären, woraus dann Schlüsse für die Therapie gezogen werden können. Zur Beobachtung des Ganges bergauf und



bergab ist die geneigte Ebene bestimmt, nämlich ein Brett, das man beliebig hoch stellen kann.

Auch die normale Mechanik des Ganges ist nur zum kleinen Teile erforscht und es wäre z. B. für die Prothesenkunde von Wichtigkeit, wenn zu allererst der normale Gang bergauf, bergab und über die Treppe graphisch veranschaulicht wäre. Dieser Vorgang wurde bisher noch nicht objektiv beobachtet, und ist doch für Vergleiche mit dem Amputiertengang nötig. Weiter gehören noch in das Bereich der Tätigkeit des Laboratoriums die ausführlicheren Arbeiten über die Schwer- und Beinbelastungslinie auf dem oben beschriebenen Apparat, und graphische Studien der Druckveränderungen beim Gehen mit Hilfe registrierender Mayerscher Schuhe. Durch das Studium auf einer sog. Experimentationsprothese, d. h. einer Prothese, auf welcher man schnell — ohne die Prothese vom Stumpfe zu entfernen — die Lage der Gelenksachsen, der Fußsohle und jene der Fixationsstellen der Gurte nach verschiedenen Richtungen hin verändern kann, und eventuell auf einen gesunden Oberschenkel (bei einem gebeugten Knie) befestigen.

IV. Gipsmethode zur Erzielung von gutsitzenden Stumpfhülsen.

Zu allererst über die Theorie des Anpassens von Stumpfhülsen. Der Grad der Abstehung der Stumpfhülsen ist objektiv ausgedrückt durch die Aenderung in der Abweichung (gerechnet in Bogengraden) der Prothesenachse von der Stumpfachse bei verschiedener Belastung, die während der Funktion vorkommt.

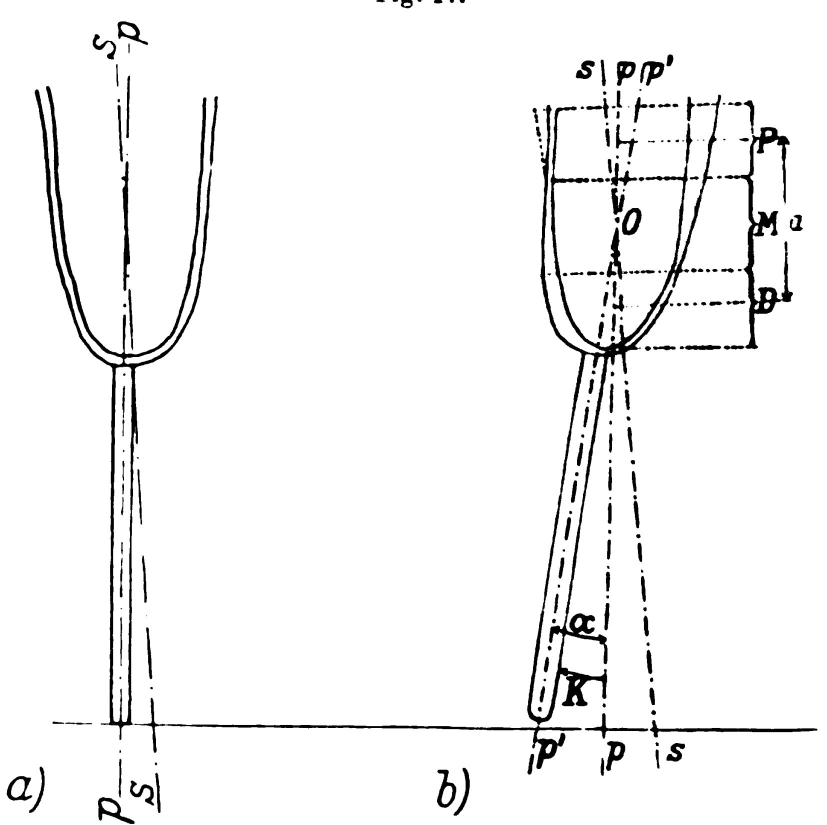
Je kleiner diese Abweichungen sind, desto besser ist die Anpassung der Stumpfhülse.

In Fig. 17a bezeichnet $s\,s$ die Stumpfachse, $p\,p$ die Prothesenachse, welche zusammen einen Winkel, eventuell $= 0$ bilden. In Fig. 17b ist K irgendeine seitliche Kraft, welche senkrecht auf die Prothesenachse wirkt. Durch diese Kraft verschiebt sich die Prothesenachse $p\,p$ in eine andere neue Lage $p'p'$ um den Winkel α, welchen wir den „Abstehungswinkel“ nennen wollen. Seine Spitze ist ungefähr in der Mitte der Stumpfhülse. Die gleichbleibende seitliche Kraft K kann man experimentell leicht durch ein über die Rolle wirkendes Gewicht verwirklichen.



Die Größe des Abstehungswinkels ist nicht nur von der Anpassung der Stumpfhülse abhängig, sondern auch von dem Abstand a der sog. wirksamen Zonen (von diesen weiter unten). Jetzt können wir den spezifischen Abstehungswinkel definieren als die Aenderung in der Abweichung der Prothesenachse von der Stumpfachse, verursacht durch die Wirkung einer seitlichen Kraft (senkrecht auf der Prothesenachse) pro 1 kg an einem 100 cm langen Hebel, be-

Fig. 17.



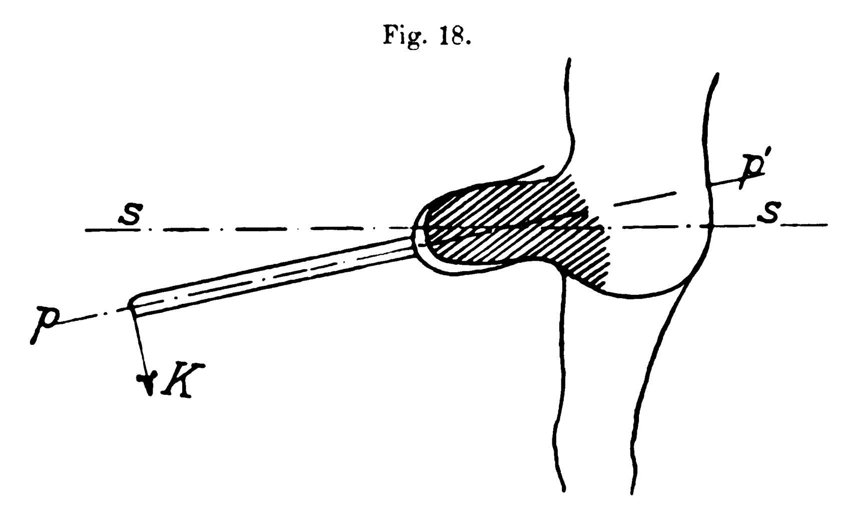
rechnet von ungefähr der Mitte der Stumpfhülse und bei 10 cm Abstand der wirksamen Zonen.

Wenn wir die Stellen des Stumpfes, auf welche sich die Stumpfhülse bei verschiedenen Bewegungen infolge der seitlichen Kräfte stützt, betrachten, so finden wir zwei solche Ringzonen auf den seitlichen Flächen des Stumpfes, und zwar eine proximale *P* an der „Wurzel" und eine distale *D* am Ende des Stumpfes. In diesen sog. wirksamen Ringzonen soll die Stumpfhülse eng umspannen, während zwischen diesen in der mittleren (neutralen) Zone *M* die

Hülse nicht nur ganz lose sein soll, sondern es soll noch hinreichend Raum vorhanden sein für die Weichteile, welche aus der oberen und unteren Partie gleichsam herausgepreßt werden; ja die Stumpfhülse kann in der mittleren Zone sogar ganz fehlen, was den Vorteil einer besseren Lüftung der Prothese hat. Die Breite der proximalen und distalen Zone (wirksamen Zonen) wählen wir je nach den Längen des Stumpfes, aber nicht größer als ein Drittel der Stumpflänge.

Wenn auf eine Prothese eine seitliche Kraft einwirkt, so entsteht eine leichte Rotation der Stumpfhülse in der Richtung der Kraft K um den Punkt O (dies ist ungefähr der Mittelpunkt der

Fig. 18.



Stumpfhülse), die so weit fortschreitet, bis die Stumpfhülse in medialer und distaler Zone auf feste Teile des Stumpfes anschlägt.

Eine solche seitliche Kraft K entsteht z. B., wenn der Patient den Stumpf extendiert. Bei nicht gut in den wirksamen Zonen passender Prothese kann in diesem Falle (Fig. 18) der Patient nicht so weit ausschreiten.

Ein langer Stumpf ist nicht deshalb vorteilhafter, weil die Stumpfhülse mit größerer Fläche den Stumpf berührt, sondern deswegen, daß die beiden wirksamen Zonen weiter voneinander entfernt sind (in der Fig. 17 die Distanz a).

Auf der unteren Fläche des Stumpfknochens entsteht beim Gange auf einer direkt stützenden und zweistützenden Prothese ein Druck in der Richtung der Längsachse des Stumpfes gegen seine Endfläche.

Es ist am vorteilhaftesten, wenn **die Stumpfhülse ein starres System**, z. B. eine Lederhülse, bildet, denn keine Schnürung zieht den Stumpf symmetrisch und vollkommen zusammen, auch



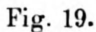
bietet sie den Seitenkräften keinen genügenden Widerstand. Die Schnürung der Lederhülse kann nur als eine Aushilfe gebraucht werden, in dem Falle, wenn der Stumpf noch einer Veränderung unterliegt. Aber in diesem Falle verwenden wir gewöhnlich eine Gipsstumpfhülse.

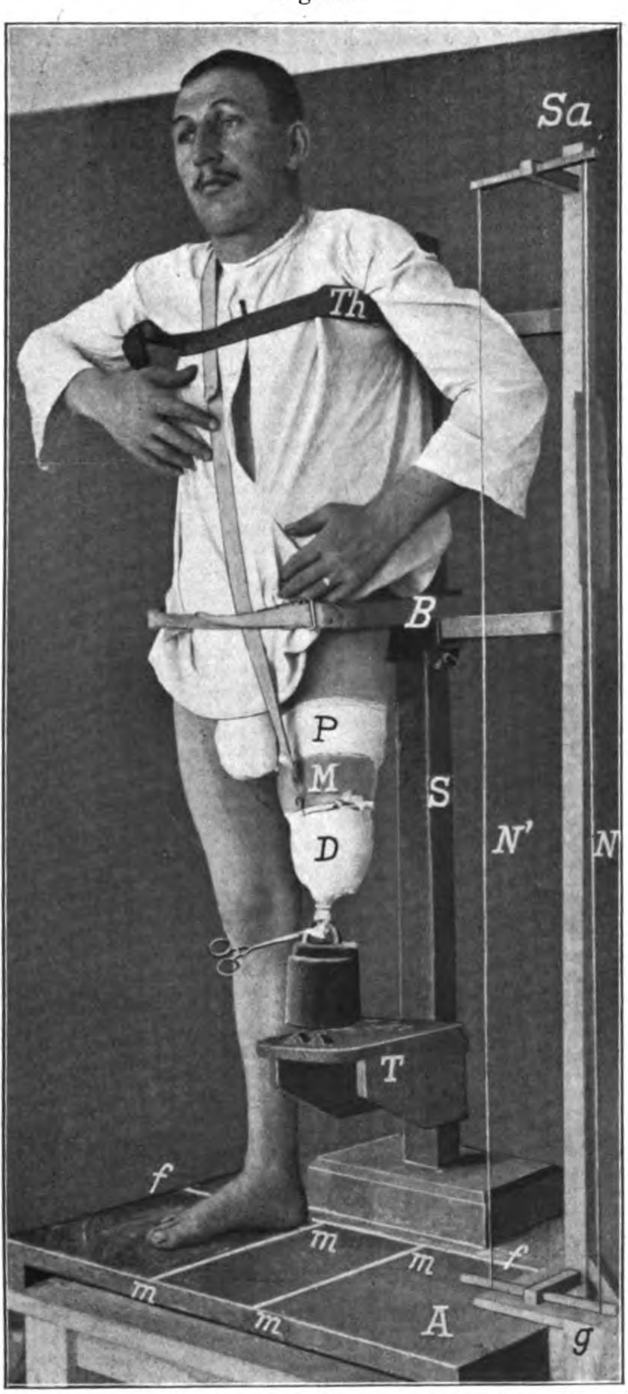
Auf Grund dieser theoretischen Erwägungen habe ich eine **Gipsmethode zur Erzielung von gutsitzenden Stumpfhülsen** ausgearbeitet, welche die stetigen Schwierigkeiten der mittels bisheriger Methode verfertigten abstehenden Stumpfhülsen und die wiederholte Aenderung neuer, nicht passender Stumpfhülsen bei weitem abschafft:

Die Durchführung der Abnahme von Stumpfgipsnegativen für die definitive Prothese.

Der Patient befindet sich bei der Abnahme des Gipsabgusses in stehender Position und ist in dem „Apparat zum Baue der Prothese mit genauer Orientation" durch eine Becken- und eine Thoraxfixationseinrichtung fixiert (Fig. 19). Wenn wir die Prothese nach einer bestimmten genauen Orientation bauen wollen, so müssen wir den Patienten auf dem Apparate in eine bestimmte Lage stellen (darüber weiter unten). Dann verfertigt man zuerst den proximalen Gipsring *P*, welcher der proximalen Zone entspricht, mittels einer etwa 6 cm breiten Gipsbinde auf nackter, leicht gefetteter, rasierter Haut. Schon durch ein leichtes Anziehen der Binde erzielen wir eine gute Anpassung. Nach dem Hartwerden des Gipsringes wird über die distale Zone ein Trikotschlauch gezogen. An das proximale Ende des Schlauches ist ein Drahtring eingenäht; der Draht hat die Form: Ω; und kann je nach der Dicke des Stumpfes etwas verengt oder erweitert werden. Der Draht (und zugleich auch der Trikotschlauch) wird von einem über die Achsel geführten Gurte festgehalten. Der Schlauch wird distalwärts straff angespannt und zur Erzielung eines vollkommenen Anschmiegens an die distale Zone durch eine kurze Röhre durchgezogen und mit einem Gewichte von 5—10 kg belastet; um das Abrutschen der Röhre nach unten zu verhüten, wird sie mit einem Peau unterfangen. Der angespannte Trikotschlauch, welcher den Stumpf im Bereiche der unteren Zone verengt, wird dann mit Gipsbinden umwickelt. Unmittelbar danach umwickelt man, leicht anziehend, mit Gipsbinden auch die mittlere Zone; diese letztere (mittlere) Partie des Gipsnegatives hat nur den Zweck, den proximalen und distalen Gipsring zusammenzuhalten.

Das Gipsnegativ der distalen Zone kann man zwar auch ohne


Fig. 19.

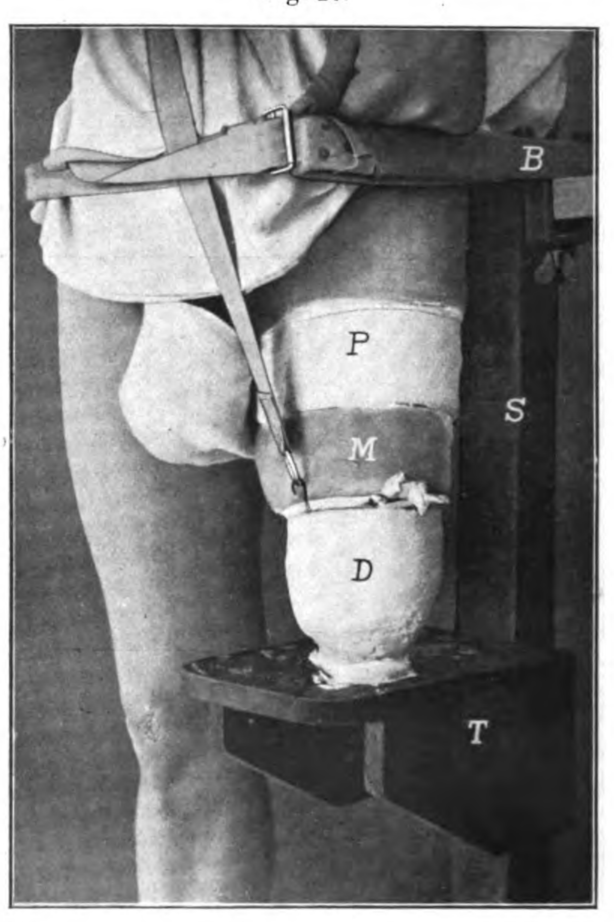


Abnehmen des Gipsabdruckes im „Gipsapparat zum Baue der Prothese mit genauer Orientation".

ein Trikot durch das bloße Anziehen der Gipsbinden durchführen, aber mit einem Trikot geht es besser und gleichmäßiger.

Dann machen wir einen sog. Druckgipsabguß von der Endfläche des Stumpfes. Die weichen Teile auf den Enden der Knochen ordnen sich bei der Belastung anders an, als wenn kein Druck auf den Stumpf wirkt. Tritt der Stumpf in der Hülse auf, welche aus einem Gipsnegativ stammt, der ohne Druck auf die Endfläche des Stumpfes verfertigt wurde, so entsprechen die Vertiefungen

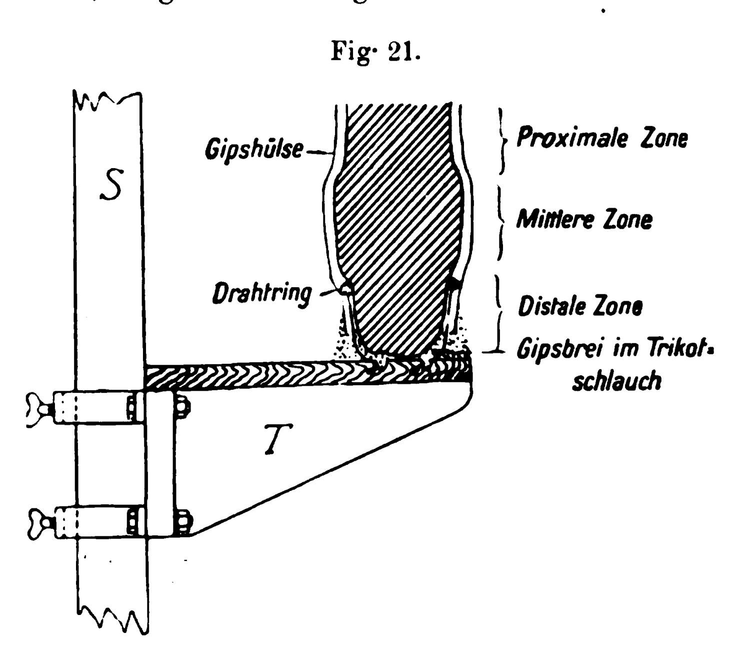
Fig. 20.



und Erhöhungen der Endfläche des Stumpfes denen des Hülsenbodens nicht, die Hülse paßt nicht und reibt. Deshalb ist es zweckmäßig, den Gipsabguß der Endfläche des Stumpfes bei der Belastung zu verfertigen. Darum entfernen wir nach dem Hartwerden der seitlichen Flächen des Gipsnegatives das Gewicht, lösen den Trikotschlauch aus der Röhre heraus, gießen einen Gipsbrei in den Trikotschlauch und binden das Ende des Schlauches zu. Das Stumpfende muß sorgfältig rasiert und eingefettet werden, weil hier die Haut direkt in Berührung

mit dem Gipsbrei kommt. Dann heben wir die Tretkonsole T in der Richtung gegen den Stumpf so hoch, bis beide Spinae iliacae ant. sup. gleich hoch sind; der Patient tritt dabei in den im Trikotschlauch sich befindenden Gipsbrei (Fig. 20). Um eine breitere Stehfläche des Gipsnegatives zu erzielen, gießen wir um den Trikotschlauch herum etwas Gipsbrei, damit er auch in die drei Grübchen d eindringt (Fig. 21) und so drei Erhöhungen als feste Orientationspunkte auf der Stehfläche des Gipsnegatives bildet. Später gießen wir das Gipsnegativ wie gewöhnlich mit Gipsbrei aus. (Wollen wir aber die Prothese genau orientieren, so gießen wir zugleich einen Stab ein, wovon weiter

Fig. 21.



unten.) Das so entstandene Gipspositiv wird bearbeitet, auf die Endfläche mehrere flache Flanellschichten angelegt und das Leder gewalkt.

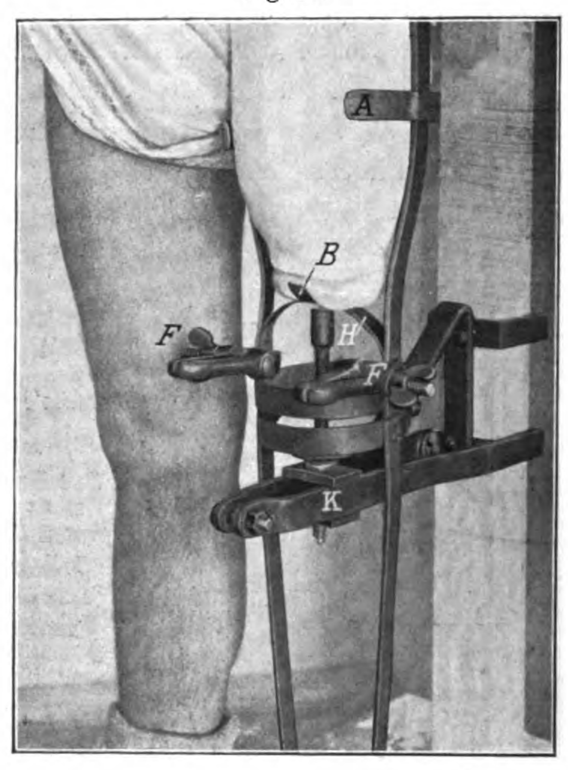
Aehnlich werden auch die Hülsen für die provisorische Gipsprothese verfertigt, nur daß man statt des Eingießens des Gipsbreies in das freie Ende des Trikotschlauches das Stumpfende mit einem weichen Polster bedeckt. Ein auf diese Weise angelegter Gipsverband bildet bereits die Stumpfhülse, an welche die Metallkonstruktion sofort in der richtigen Stellung und Länge angelegt werden kann.

Das Polster liegt dabei auf einem Halbbogen H (Fig. 22 u. 23), der nach oben konvex ist. An diesen ist in der Mitte noch eine kleinere Bogenschiene B angenietet; sie ist in die sagittale Ebene gelegt und nach oben, dem Polster zu, konkav. Dieser Halbbogen hat zwei, zwar



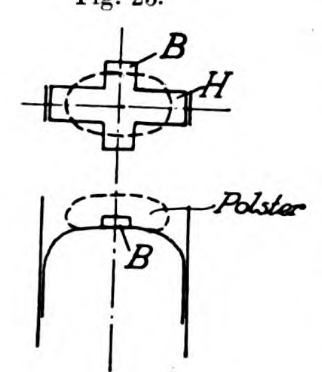
kleinere, aber doch sehr wichtige Zwecke. Erstens kann man ihn mittels der Konsole K und dadurch auch das Polster so hoch heben,

Fig. 22.



bis die gewünschte Höhe der Spina iliaca ant. sup. erzielt ist, und dann provisorisch durch Feilkloben FF befestigen. Auf diese Art können wir die früher so oft vorkommenden Fehler betreffs der Länge der Prothese vermeiden; und zwar sind bei diesem Verfahren das Polster und die Weichteile des Stumpfes in der Weise, wie es beim Gange auch geschieht, schon gedrückt; drückt man die Weichteile nicht (z. B. bei der Anfertigung der Prothese im Liegen), so stellt es sich beim Auftreten des Patienten doch heraus, wenn auch die Prothese in der richtigen Länge verfertigt ist, daß sie zu kurz ist.

Fig. 23.

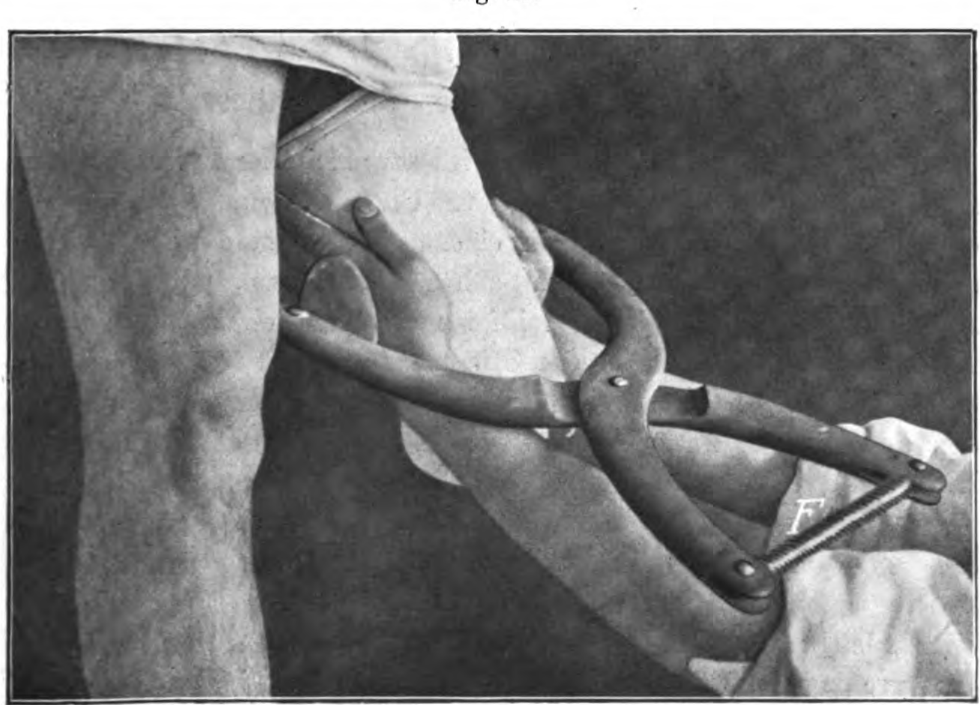


Der weitere Vorteil des Halbbogens H besteht in größerer Dauerhaftigkeit der Prothese. Wenn das Polster nur durch die Gipsbinden gehalten wird, dann lastet das ganze Körpergewicht durch die Gips-

hülse auf den scharfen Kanten der horizontalen Bögen *A* und auf dem kleinen Durchschnitt der Schienen, was baldiges Abnutzen der Gipshülse zur Folge hat. Der Halbbogen *H* trägt fast das ganze Gewicht des Körpers (beim Gang während des prothesenseitigen Aufstützens) und überträgt dasselbe direkt auf die Schienchen. Die seitlichen Kräfte trägt auch dann die Gipshülse allein.

Bei einer indirekt stützenden Prothese (offene Prothese) lassen wir das Polster aus und geben zu einen Blechsitz für Tuber ossis ischii.

Fig. 24.



Wenn der Stumpf mit der Zeit schon etwas tragfähig geworden ist, dann geben wir den Halbbogen mit dem Polster zu, und zwar wird der Halbbogen mit Schrauben in verschiedenen Höhen in vorbereiteten Oeffnungen befestigt, so daß man den Druck auf das Stumpfende nur durch Ueberschrauben des Halbbogens erhöhen kann.

Durch die Anwendung dieser Methode, welche sich in der hiesigen Invalidenschule bereits in zahlreichen Fällen bewährt hat, ist es gelungen, die früher so oft auftauchenden Klagen über das „Nichtsitzen“ der Prothese und andere Unkorrektheiten derselben zu beseitigen. Die Stumpfhülsen passen jetzt so gut, daß unter der Endfläche des Stumpfes beim Anziehen der Prothese die Luft zusammengepreßt wird,

so daß der Amputierte auf den Grund der Hülse nicht auftreten kann. Nach dem Durchbohren des Hülsenbodens mit Hilfe einer Ahle entweicht die Luft mit leicht fauchendem Geräusch, und der Patient kann sofort bis an den Grund der Hülse auftreten.

Zur Modellierung des Gipsverbandes an den Femurkondylen beim Grittistumpf ist eine Klammer bestimmt, welche durch die Kraft der Feder *F* auf die Handrücken des Modellierenden drückt (Fig. 24). Die Hände können dann unter den drückenden Pelotten leicht und gut die obere Fläche der Kondylen modellieren, welche für die Suspension der Prothese wichtig ist.

V. Ueber die Orientation der Prothese.

Die Orientation der Prothese wird sowohl in der Praxis als auch in der Literatur wenig berücksichtigt. Und doch glaube ich, daß sie eine der wichtigsten Bedingungen einer guten Prothese ist. Die Konstruktion einer Prothese, z. B. nach Hoeftman, mag genügend zufriedenstellend sein; berücksichtigt man aber bei ihrer Erzeugung nicht die Grundbedingungen der Orientation, so fällt trotzdem manchmal die Prothese, selbst bei guter Konstruktion, nicht zur Zufriedenheit aus und der Patient geht schlecht. Ich bin der Meinung, daß man sich durch diese Verschiedenartigkeit der Orientation der sonst gleich konstruierten Prothesen die öftere Klage der Patienten erklären kann, daß jemand auf der Prothese von demselben Typus, die einem anderen ganz gut dient, sich nur schlecht bewegen kann, bald ermüdet, leicht fällt usw. Es gibt Patienten, die auf einer alten, schweren Prothese mit schlecht passender Stumpfhülse weit besser gehen als auf einer neuen, leichten mit gut passender Stumpfhülse. Es gibt schon erfahrene Patienten, die ängstlich ihre schon abgenutzte Prothese behüten, befürchtend, daß der Mechaniker sie bei der Reparatur nicht ändere. Ich hatte einen Patienten, dem auf der Prothese, mit der er ganz gut ging, die Oberschenkelschienen und die Stumpfhülse verändert wurden. Nach der Veränderung paßte die Stumpfhülse zwar viel besser und die Prothese wurde leichter, trotzdem ging aber der Patient schlechter und wollte sie nicht annehmen. So ließ ich den Oberschenkelteil ein wenig beugen und das ermöglichte dem Patienten wieder einen guten Gang zu seiner Zufriedenheit. Dieser Vorfall sei als Beweis erwähnt, wie die Orientation ein und dieselbe Prothese verbessern oder verschlechtern kann und ich fühle mich



verpflichtet, meinen bisherigen Erfahrungen nach auf die Verhältnisse der Orientation der Prothese eindringlich aufmerksam zu machen, damit man sie mehr als bisher berücksichtige. Ich bin überzeugt, daß dann die Resultate des Ganges weit besser und konstanter sein werden, selbst mit den bisherigen Typen der Prothesen. Es ist auch ein Fehler, wenn man bei den neu zu prüfenden Typen von Prothesen die Orientation nicht berücksichtigt. Man pflegt hierbei in dieser Weise vorzugehen. Man gibt den neukonstruierten Typus der Prothese dem Patienten, dieser geht eine kürzere oder längere Zeit auf ihr und dann richtet man alles nach seinem Urteil; lobt der Patient die Prothese, so ist sie gut, und umgekehrt. Man soll aber hierbei höchst kritisch vorgehen und bei einer neuen Prothese auch ihre Orientation berücksichtigen. Hatte der Patient z. B. eine schlecht orientierte Kniegelenksachse und erhält er dann eine neue Prothese mit irgend einem fixierenden Kniemechanismus mit gut orientierter Kniegelenksachse, dann lobt der Patient sehr die Kniefixation, wenn auch die Kniefixation ohne Wirkung ist, und umgekehrt: er tadelt einen guten Fixationsmechanismus bei unrichtiger Knieorientation. Und so geschieht es auch bei der Prüfung einzelner Typen ganzer Prothesen: einen guten Typus einer desorientierten Prothese verwirft man, und ein weit schlechterer Typus, wenn zufällig ein gut orientiertes Exemplar der Prothese geprüft wurde, wird irrtümlich gepriesen.

Allerdings mit den jetzigen Behelfen war es bisher nur ein bloßer Zufall, wenn man eine gut orientierte Prothese baute, und auch die Behelfe zur objektiven Ueberzeugung von der Orientation der schonfertigen Prothese fehlten bis heute, und endlich haben wir auch bisher keine bestimmte theoretische Basis für die Prothesenorientation gehabt. Im nachfolgenden will ich mitteilen, inwiefern mir die Lösung der kardinalen Probleme der Orientation gelungen ist.

Der Bau der künstlichen unteren Extremität wurde bisher in folgender Weise bewerkstelligt. Zuerst nahm man den Gipsabguß des Stumpfes entweder in liegender oder stehender Lage des Patienten und der Stumpf war außen in beinahe symmetrischer Lage zur gesunden Extremität gestellt. Zum Gipspositiv wurde dann das künstliche Glied verfertigt. Die Lage der Prothesenachse sowohl in bezug zur Stumpfhülse als auch zum Stumpfe wurde nur beiläufig nach dem Augenmaß bestimmt. Bei der Verbindung der mechanischen Bestandteile der Prothese mit der Stumpfhülse konnte der Mechaniker ganz



leicht die Stumpfhülse mehr nach vorne, nach rückwärts, lateral oder medial und anders fehlerhaft verdrehen; auch in der Lage des Kniegelenkes (in seiner Höhe und der Lage in der Horizontalebene nach so auch in der Lage der Fußsohle war ein Fehler sehr leicht möglich. Es ist augenscheinlich, daß diese Umstände dem Patienten, wie schon bemerkt, große Beschwerden beim Gehen verursachen konnten. Zur Beseitigung von diesen Fehlern ist ein „Gipsapparat zum Baue der Prothese mit genauer Orientation" bestimmt; dessen letztes Modell (Fig. 19) sei beschrieben:

Das Grundbrett *A* ist auf einem niedrigen Tischlein befestigt und trägt eine starke Säule *S*. Auf der Säule verschiebt sich eine Tretkonsole *T*, eine Beckenfixation *B* und eine Thoraxfixation *Th*. Diese Einrichtungen *T*, *B* und *Th* kann man beliebig heben oder senken und dann mittels Schrauben in der gewünschten Lage fixieren. Die Fixationsklammern der Thorax- und Beckenfixation sind seitwärts, nach vorne und nach rückwärts verschiebbar. Die Meßskala auf der Säule *S* ermöglicht die Messung der Höhe der Tretkonsole *T*. Auf dem Grundbrette *A* sind zwei aufeinander senkrechte Geraden (zwei *m m* und eine *f f*) eingebrannt, welche zwei vertikale Ebenen angeben, zu denen man den Patienten in eine bestimmte Lage mittels der Thorax- und Beckenfixation stellen kann. Parallel zu diesen zwei Grundlinien sind auf dem Grundbrett noch mehrere Parallelen aufgezeichnet.

Zu dem Gipsapparat gehören noch zwei kleine Hilfsapparate, zur Kontrolle des Patienten dienend, wenn wir ihn in eine bestimmte Lage bringen wollen. Dies sind 1. der Saitenapparat und 2. das modifizierte Schultheßsche Nivelliertrapez.

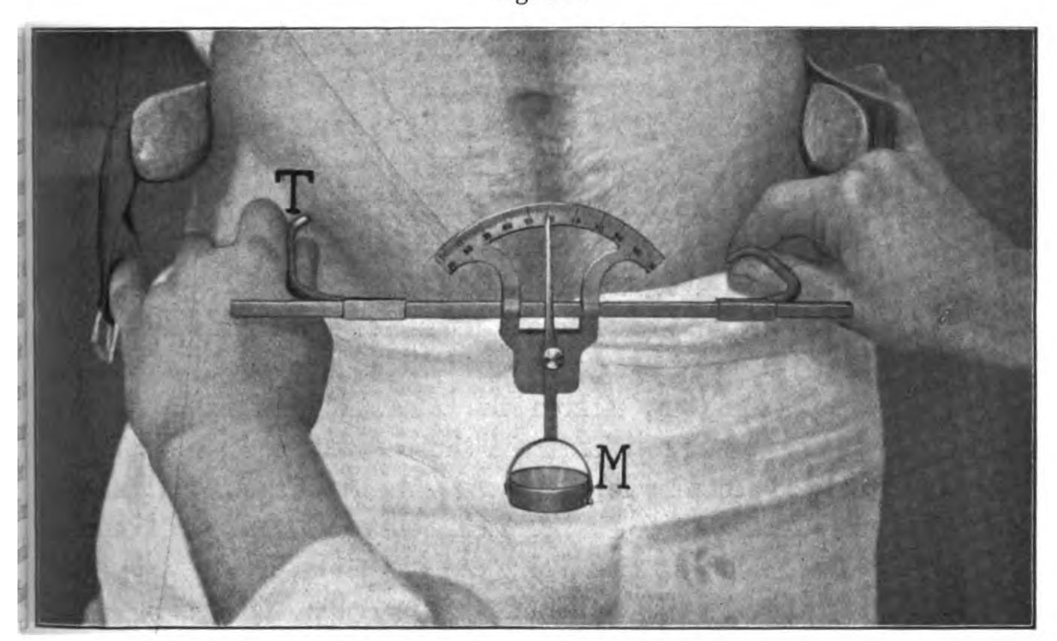
Der Saitenapparat *Sa* besteht aus zwei Drahtsaiten *N' N''* (Fig. 19), die vertikal hintereinander gespannt sind und dessen Gestell *G* man an der Kante des Grundbrettes *A* so schieben kann, daß die durch die Saiten gegebene Ebene stets senkrecht zu jener Kante bleibt. Wir schieben den Saitenapparat auf eine gewählte Stelle und stellen uns vor ihn, mit einem Auge so blickend, daß beide Saiten sich decken; dann schieben wir z. B. das Becken des Patienten mittels der Beckenfixation so weit, bis der gewählte Punkt des Beckens, z. B. die Symphysis, sich mit den Saiten deckt.

Modifiziertes Schultheßsches Nivelliertrapez (Fig. 25) ist ein bekannter Meßapparat, bei welchem statt des Zeigergewichtes ein Kompaß *M* angebracht ist. Die Magnetnadel des Kompasses bleibt bei jeder Neigung des Apparates stets in der



horizontalen Lage. Der Apparat ermöglicht die Feststellung der Abweichung der durch zwei Punkte des Körpers gelegten vertikalen Ebene von der frontalen Ebene. Wir wollen uns z. B. überzeugen, ob das Becken des Amputierten nicht rotiert sei, d. h. ob die beiden Spinae iliacae ant. sup. in einer Frontalebene liegen. Wir wählen uns als Frontalebene die durch die vordere Kante des Basalbrettes *A* verlaufende Ebene und zu dieser Kante stellen wir den Amputierten, also z. B. die Spinae iliacae ant. sup., parallel. Zur Kontrolle dieser Parallelität

Fig. 25.



Modifiziertes Schultheßsches Nivelliertrapez.

legen wir die Taster *T T* des Nivelliertrapezes an die vordere Kante des Basalbrettes *A*, merken uns die Stellung der Magnetnadel auf der Skala, legen die Taster *T T* an die Spinae iliacae ant. sup. und lassen das Becken so lange rotieren, bis die Magnetnadel dieselbe Lage auf der Skala zeigt, wie vordem auf der Kante des Basalbrettes; dann sind die Vertikalebenen durch die Spinae iliacae ant. sup. und durch die vordere Kante des Basalbrettes parallel gelegt.

D i e D u r c h f ü h r u n g d e r n e u e n O r i e n t a t i o n s m e t h o d e ist folgende: Der Patient stellt sich mit der gesunden Fußsohle auf das Grundbrett des Apparates in eine bestimmte Lage und wird mit der Becken- und Thoraxfixation befestigt (siehe Fig. 19). Dann legen wir auf die vordere Kante des Grundbrettes *A* den Saiten-

apparat und kontrollieren, mit einem Auge schauend, mit seiner Hilfe die Lage des Patienten in der Frontalebene beim gleichzeitigen Schieben, einmal des Beckens, andermal des Thorax, mittels der Becken- resp. der Thoraxfixation rechts oder links so lange, bis der Patient in die gewünschte Lage gebracht ist. Dann legen wir den Saitenapparat auf eine seitliche Kante des Grundbrettes *A* und kontrollieren die Lage des Patienten in der Sagittalebene; hierbei lassen wir wieder einmal das Becken, ein andermal den Thorax nach vorwärts oder zurück schieben, ähnlich von der anderen Seite. Die Rotation des Beckens können wir am besten mit dem modifizierten Schultheßschen Nivelliertrapez kontrollieren, es genügt dazu aber auch nur der Saitenapparat. Dann stellen wir die Stumpfachse fest (die gerade Linie der Mitte des Hüftgelenkes mit der Mitte der Stützfläche des Stumpfknochenendes verbindend), und zwar bezeichnen wir uns den Punkt, wo die Stumpfachse die Tretkonsole durchschneidet.

Das geht ganz einfach mit Hilfe des Saitenapparates. Wir bezeichnen uns auf der Haut mit einem dermographischen Bleistift die vordere (sagittale) und laterale (frontale) Projektion der Mitte des Hüftgelenkes; dann legen wir den Saitenapparat auf die vordere Kante des Grundbrettes, richten ihn auf die vordere Projektion des Hüftgelenkes und projizieren die sich deckenden Saiten auf die obere Seite der Tretkonsole; diese Projektion auf der Tretkonsole bezeichnen wir mit dem Bleistift. Aehnlich projizieren wir von der Seite. Auf der Stelle, wo sich beide auf die Tretkonsole projektierte Geraden durchschneiden, dort befindet sich der Punkt, welcher gerade lotrecht unter der Mitte des Hüftgelenkes ist. Dann nehmen wir das Gipsnegativ des Stumpfes so, wie es schon oben beschrieben wurde. Wenn wir den Gipsbrei in den Trikotschlauch eingießen, tauchen wir auch den Zeigefinger in den Gipsbrei ein, und nachdem wir das Ende des Fingers auf die Mitte der Stützfläche des Stumpfendes aufgelegt haben, bewegen wir so lange mit dem Stumpf, bis wir das Ende des Zeigefingers gerade oberhalb des projektierten Punktes der Tretkonsole bekommen. Erst dann lassen wir die Tretkonsole so hoch heben, bis beide Spinae iliacae ant. sup. gleich hoch sind.

Auf der oberen Seite der Tretkonsole befinden sich drei Grübchen (*d d* in der Fig. 21); in diese Grübchen wird auch der innen und außen des Trikotschlauches sich befindende Gipsbrei in der Form von drei Erhöhungen eingedrückt. Dies dient dem Zwecke, damit selbst nach Entfernung des Gipsnegatives von der Tretkonsole *T*



dasselbe wieder genau auf die frühere Stelle zurückgelegt werden kann. Auf dem Gipsnegativ bezeichnen wir uns noch mit dem Tintenstifte die Höhe der Tretkonsole oberhalb des Grundbrettes *A* durch eine Zahl, die wir auf der Skala der Säule *B* ablesen.

Weiter verfertigen wir uns einen Umriß des gesunden Beines und die senkrechte Projektion der gesunden Knieachse mittels eines einfachen Projektionsapparates (über diesen siehe S. 718, Fig. 39); diese Zeichnung können wir symmetrisch zur Mediallinie *m m* leicht übertragen. Auch andere auf die Unterlage projektierte Punkte des Körpers können beim Bau der Prothese nützlich werden (darüber siehe unten). Nachdem dies alles geschehen und das Gipsnegativ hinreichend trocken ist, nehmen wir es von dem Stumpfe in der Art ab, daß wir die Tretkonsole herablassen.

Das von dem Apparate abgenommene Gipsnegativ hat jetzt zwei Zeichen (die drei Erhöhungen und die Höhe der Tretkonsole), welche es ermöglichen, in jedem Momente es auf dem Gipsapparate wieder in dieselbe Lage zu stellen, in welcher es beim Gipsen des Stumpfes sich befunden hat.

Durch die Höhe der Tretkonsole ist die Höhe des Gipsnegatives gegeben und durch die drei Erhöhungen seine Rotation. Das hat seinen Zweck bei der Verfertigung des Gipspositives (Fig. 26).

Das Gipsnegativ wird zu diesem Behufe auf die in ihre ursprüngliche Höhe gebrachte Tretkonsole so gestellt, daß seine drei Erhöhungen in die drei Grübchen *d d* einfallen. Weiter wird auf die Säule der Arm *D* angesetzt, der auf der Säule gesenkt oder erhöht und in beliebiger Lage mittels einer Schraube fixiert werden kann. Dieser Arm hat auf seinem freien Ende eine Oeffnung, in welche man die Stange *S* einschieben und dann mit einer Schraube immer in derselben Lage hinsichtlich der Höhe und ihrer Umdrehung fixieren kann. Die Stange *S* schiebt man in das Innere des Gipsnegatives fast bis auf seinen Boden ein. Hierauf wird das Gipsnegativ mit Gipsbrei ausgegossen. Nach dem Erhärten des Gipses nehmen wir von dem gerade verfertigten Gipspositiv das Gipsnegativ ab, das wir weiter nicht mehr brauchen. Wir bezeichnen uns noch die Lage des Armes *D* durch Ablesen aus der Säule *B*. Weiter wird die Stange *S* aus der Oeffnung des Armes *D* herausgenommen und das Gipspositiv, in welches die Stange *S* eingegossen ist, lassen wir eintrocknen. Das eingetrocknete Gipsnegativ wird mit Leder überzogen, d. h. es entsteht eine Lederhülse. Dann



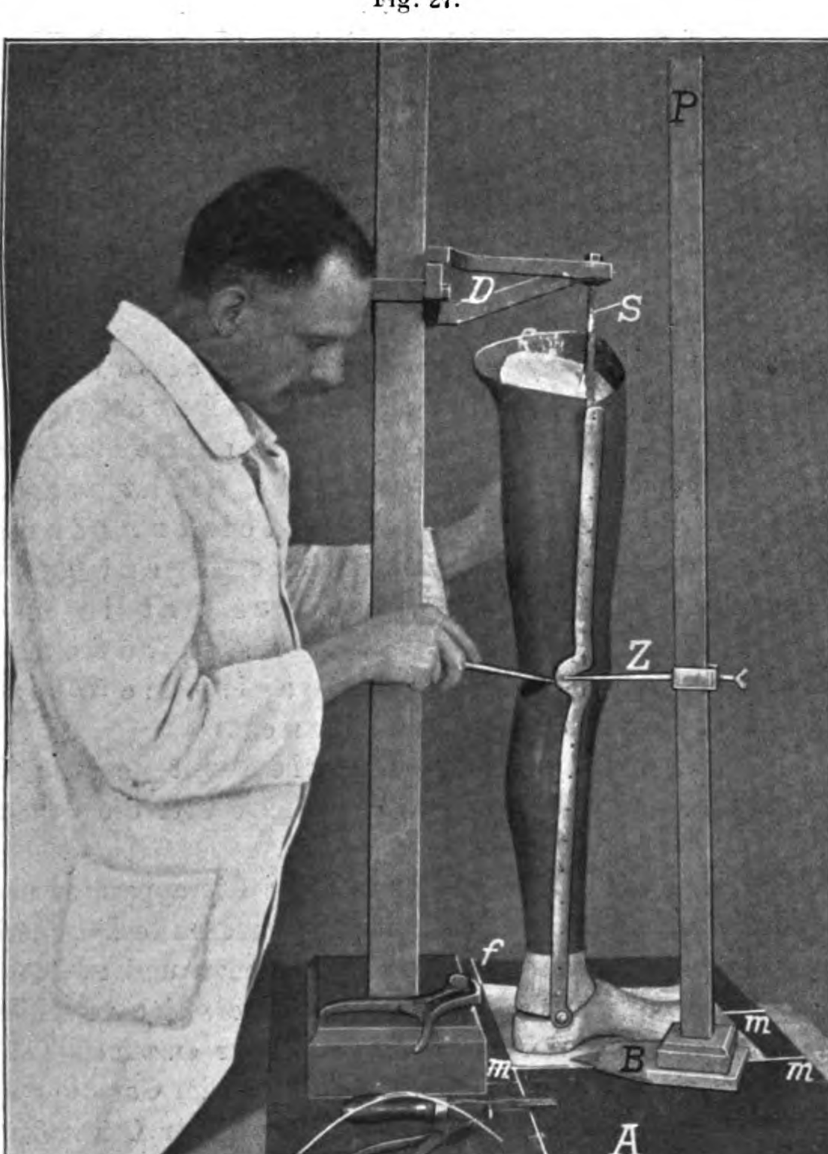
Fig. 26.



Verfertigung des Gipspositives durch die Einschiebung der Stange S in das Gipsnegativ und dessen Ausgießen mit Gips.

wird das Gipspositiv samt der es umfassenden Lederhülse im Apparate dadurch in seine ursprüngliche Lage gebracht, daß man die Stange S in die Oeffnung des Armes D einschiebt und mit der Schraube fixiert. Der Arm D samt der Stange S und dem Abgusse wird gleichfalls in

Fig. 27.



Der Prothesenbau durch den Mechaniker. Der Gipsabguß ist genau in derselben Lage, in welcher der wirkliche Stumpf beim Abnehmen des Abgusses im Apparate war. Der Bau der Prothese nach reprojektierten Punkten aus dem „Projektionsblatt“ *B* mittels des Projektionsapparates *P*.

seine ursprüngliche Lage nach der angemerkten Höhe auf der Skala der Säule angebracht.

Und jetzt kann die Arbeit des Mechanikers, der Bau der Prothese, beginnen (Fig. 27). Der Mechaniker erhält

zwei Behelfe, welche ihm eine genaue Richtschnur zum Prothesenbau bieten. Dies sind:

1. das Gipspositiv mit dem Orientationsstab *S*;

2. eine Zeichnung („Projektionsblatt" *B*), auf welcher die Lage der Fußsohle und Projektionen von Sprung- und Kniescharnier mit den betreffenden Höhen von der Stumpfachse eingezeichnet sind.

Die Punkte auf der Zeichnung kann sich der Mechaniker mittels des „Projektionsapparates" *P* wieder in dem Raume leicht projektieren und nach diesen die Prothese bauen.

Hiermit bietet man dem Arzte eine einfache Methode, mit welcher er die ganze Erzeugung der Prothese nach seinen anatomischen Bedürfnissen beherrschen kann. Der Arzt ist nicht mehr alleinig auf mündliche Erklärung seiner Ansprüche betreffs des Baues der Prothese gegenüber dem Mechaniker angewiesen, sondern hat in dieser Methode eine feste Basis, auf der sowohl der Mechaniker als auch der Bandagist die Wünsche des Arztes genau erfüllen können.

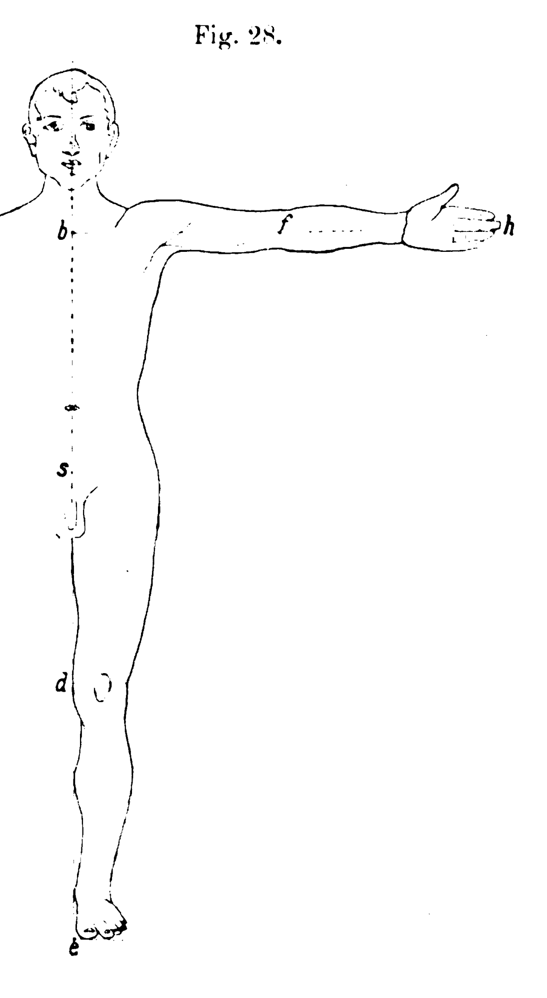
Die Methode „zum Bau der Prothese mit genauer Orientation" setzt bestimmte theoretische Kenntnisse über die Orientation voraus.

Leider habe ich nur ein Holzmodell des Gipsapparates und der Hilfsapparate zur Disposition; ihrer unvollkommenen technischen Ausführung wegen kann man mit ihnen nur ungenau und mühevoll arbeiten. Aus diesem Grunde konnte ich auch alle meine verschiedenen theoretischen Ideen betreffs der Orientation der einzelnen Teile der Prothese noch nicht praktisch durchführen und beim Gang der Amputierten anwenden. Die theoretische Bestimmung der Orientation der Prothese soll das „Laboratorium für die orthopädische Mechanik des menschlichen Körpers" verwirklichen und die praktische Durchführung der Orientation bietet der technisch gut ausgeführte „Apparat zum Bau der Prothese mit genauer Orientation". Eine eiserne Konstruktion dieses Apparates ist in Arbeit.

Zum Begriffe der Orientation der Prothese gehört auch die Länge der Prothese. Die Oberschenkelprothese soll etwas kürzer als das gesunde Bein sein, und zwar soll die Differenz von den beiden Spinae iliacae ant. sup. $1\frac{1}{2}$—2 cm, höchstens $2\frac{1}{2}$ cm und bei dem steifen Knie 3 cm bis höchstens $3\frac{1}{2}$ cm betragen.

Bei einem beiderseitig Oberschenkelamputierten, wenn beide Stümpfe annähernd gleich sind, machen wir beide Prothesen gleich lang, d. h. beide Spinae iliacae ant. sup. sind beim Stehen des Patienten gleich hoch. Wenn aber ein Stumpf lang ist und der zweite kurz, dann ist es zweckmäßig, die zweite Prothese etwa um $\frac{1}{2}$—1 cm kürzer machen zu lassen. Wenn es sich aber um eine Unterschenkelprothese und eine Oberschenkelprothese handelt, dann sollte diese noch kürzer sein (um 1—2 cm).

Fig. 28.



Bei einem beiderseitig Amputierten macht die Bestimmung der Länge der definitiven Prothese Schwierigkeiten. Damit wir hierzu einen Wegweiser zur Hand haben, stellte ich einige Formeln zusammen nach den statistischen Angaben des Linharzik (Das Gesetz des Wachstumes und der Bau des Menschen, Wien 1862). In der Fig. 28 bedeutet bs die Länge des Rumpfes (Incisura jugularis — symphysis); bh die Länge der oberen Extremität (Mediallinie — Ende des Mittelfingers).

Die Länge des Oberschenkels $sd = bh \times 0{,}49$. Die Länge des Unterschenkels und des Fußes $de = bh \times 0{,}58$.

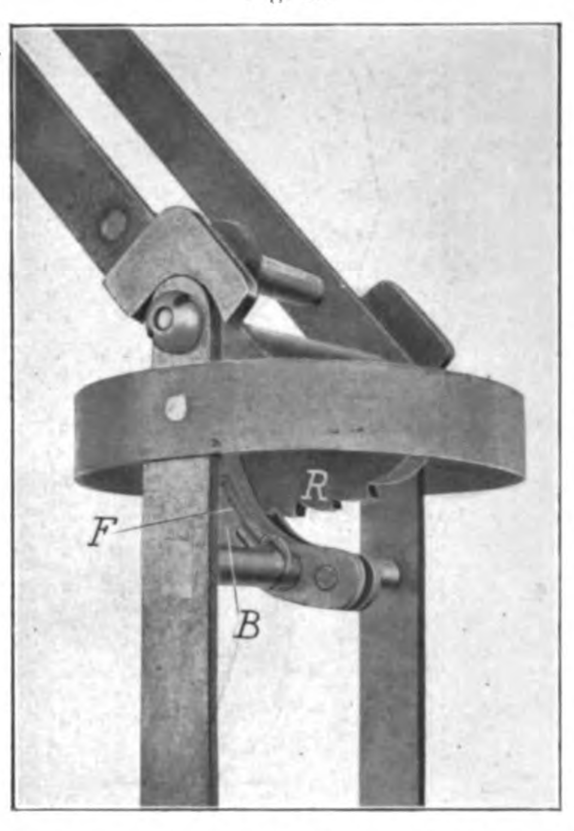
Wenn die Länge der oberen Extremität unbekannt ist, d. h. wenn sie amputiert ist, so können wir ihre Länge nach der Formel $bh = bs \times 1{,}8$ ausrechnen.

VI. Ueber die Konstruktion der Oberschenkelprothese.

Die oben angeführten theoretischen Erwägungen geben schon die Richtung an, welche bei der Konstruktion der Prothese befolgt

werden soll. Zuerst will ich die Art angeben, in welcher ich allmählich bei der Wahl der Konstruktionen vorgegangen bin, und welche Erfahrungen ich hierbei gesammelt habe. Die fast allgemein benutzte Hoeftmansche Prothese mit beweglichem Sprunggelenk hat manche Patienten nicht zufriedengestellt, weil bei ihr infolge einer plötzlichen Beugung des Kniees die Gefahr des Falles recht groß war. Darum dachte auch ich so wie viele andere über die Bewerkstelligung einer besonderen automatischen Kniefixation nach.

Fig. 29.



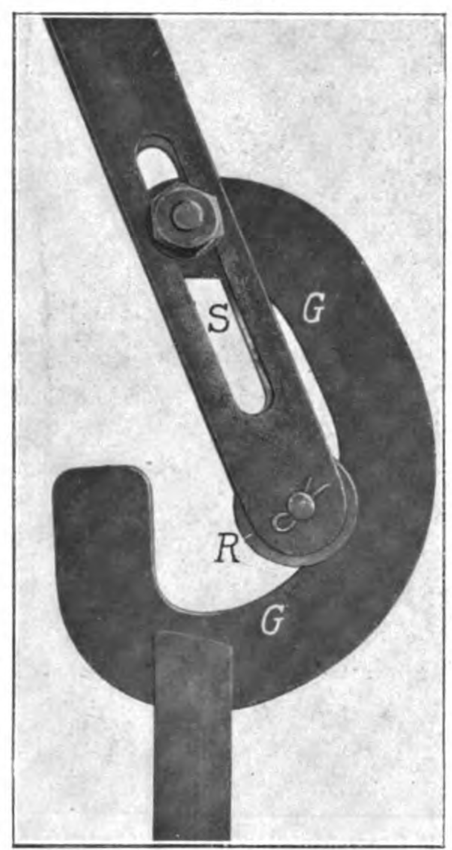
Die automatische Kniefixation mit äußerlicher Bandbremse kann durch die Bewegung im Sprunggelenk oder durch die Belastung der Prothese beim Gang in Tätigkeit versetzt werden. Die Bremse nur durch die Bewegung im Sprunggelenke in Tätigkeit zu versetzen, genügt zwar für den Gang auf einer horizontalen glatten Ebene, aber durchaus nicht auf einem anderen Terrain. Wenn z. B. der Fuß bei drohender Kniebeugung anfängt, im Sprunggelenke sich dorsal zu flektieren, so wird bei horizontaler Ebene die Fixation des Mechanismus im Kniegelenke in die Tätigkeit versetzt, aber beim Bergabsteigen oder beim Auftreten des Absatzes auf einen Stein, wenn der Fuß schon a priori in der Plantarflexion ist, versagt die Fixation, denn sie kann erst dann stattfinden, wenn der Unterschenkel sich stark nach vorwärts neigt, aber dann ist schon das Knie so gebeugt, daß der Fall des Patienten unvermeidlich ist.

In der Fig. 29 ist der Mechanismus eines Kniegelenkes veranschaulicht, dessen Scharniergelenk sich in einem kleinen longitudinalen Schlitz bewegt. In die Verzahnung des Sperrades *R* greift beim Auftreten auf die Prothese ein Stift ein, welcher auf einem Bogen *B*

befestigt ist — ähnlich wie bei der Prothese Eschbaums. Aber diese belastete Prothese kann sich im Knie nicht extendieren, während bei der hier beschriebenen Prothese der Patient das Knie extendieren kann, auch wenn die Prothese belastet ist, aber das Ueberspringen der Zähne verursacht ein großes Geräusch.

Dann dachte ich über einen Kniemechanismus nach, der beim Auftreten auf die Prothese die Knieflexion nicht zulassen würde, wohl aber die Knieextension. Und weiter sollte diejenige Kraft (d. h. des auf die Prothese wirkenden Körpergewichtes), die zu Verhütung der Knieflexion angewendet wird, gleichzeitig auch zur Knieextension bis in 180° verwendet werden (Fig. 30). Der Bolzen des Kniescharniers, fest mit dem Unterschenkel verbunden, bewegt sich in einem Schlitz *S*, der im Oberschenkelschienchen gebildet ist. Am distalen Ende dieses Schienchens ist eine Rolle *R*, welche auf dem gekrümmten Geleise *G* geschoben wird. Dieses Geleise hat eine solche Krümmung, daß die Rolle bei Belastung herunterrutscht und hiermit das Knie extendiert; d. h. die obere Partie des Geleises hat eine kleinere Distanz von der Knieachse als seine untere Partie. Die Sache kann in folgender Weise veranschaulicht werden.

Fig. 30.



Beim Belasten des leicht gebeugten Kniegelenkes durch das Körpergewicht kann die weitere Knieflexion nicht entstehen, weil dann die Rolle *R* (und mit ihr auch das Körpergewicht) sozusagen bergauf steigen müßte — was allerdings unmöglich ist; im Gegenteil, die Rolle rutscht herunter und hiermit ist das Knie extendiert; bei Belastung des stark gebeugten Knies entsteht die Extension zwar nicht, aber auch nicht die Flexion, die Rolle bleibt stehen.

Auf der Fig. 30 ist das Modell des Mechanismus mit einem großen Schlitz dargestellt, er ist nicht für den praktischen Bedarf bestimmt.



Der Mechanismus funktioniert zwar gut beim Experimentieren, aber ich gab weitere Prüfungen dieses interessanten Mechanismus auf, weil ich indessen statt automatischer die willkürliche Kniefixation eingeführt habe.

Fig. 31.

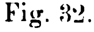


Die Oberschenkelprothese mit willkürlicher Knieextension und Kniefixation. Der Patient beugt den Stumpf zum Bauch.

Später wendete ich noch die Hoeftmansche Prothese an, versehen mit einer Hemmung im Kniegelenke in 150° — d. h. mit der Bewegungsfreiheit zwischen 180° und 150° beim Gehen. Die Hemmung wurde in der Form eines Zahnes in 150° ausgeführt. Beim Gehen pendelt der Unterschenkel von voller Extension bis in 150°; eine noch größere Biegung des Knies gelang schon nicht mehr. Beim Setzen löste der Patient die Hemmung mit der Hand durch einen Druck auf das obere Ende eines Schlauches aus. Dieser Schlauch ähnelt demjenigen, den man bei den photographischen Apparaten benutzt. Beim Aufstehen des Patienten fällt der Zahn automatisch ein. Den Druckapparat des Schlauches kann der Patient in der unteren Westentasche tragen. Die Prothese war ziemlich gut, ließ nicht die gänzliche Biegung des Knies zu und hiermit verhütete sie, wenn auch nicht immer, den Fall des Patienten. Das Anstoßen an den Zahn verursachte Geräusch.

Bei allen Prothesen mit automatischer Kniefixation (auch bei denen, welche durch die Belastung in Tätigkeit versetzt werden) beugt sich zuerst das Knie, wenn der Amputierte mit der Fußspitze an einen Stein anstößt, und erst dann wird das Knie durch das Auftreten fixiert; also die Fixation findet statt bei einem flektierten Knie, aber manchmal

ist das Knie so stark flektiert, daß, obzwar es fixiert ist, der Fall eintreten muß. Ein weiterer Nachteil ist hier der Mechanismus des Falles des Amputierten, der in bestimmten Fällen nicht


Fig. 32.



Der Patient extendiert willkürlich das Kniegelenk der Prothese.

zu verhüten ist. Der Amputierte mit einem fixierten Knie fällt „aufs Gesicht", eigentlich auf die Hände, während der mit einem freien Knie auf das um 90° gebeugte Knie der Prothese fällt, also eigentlich in eine um die Hälfte kleinere Tiefe, und dann erst fällt er eventuell langsam auf die Hände zur Erde. Ueberdies erschweren die automatisch fixierenden Mechanismen bedeutend die Prothese.

Dann versuchte ich eine Oberschenkelprothese mit willkürlicher Extension und Fixation des Kniegelenkes, welche sich am besten bewährte.



Diese Einrichtung läßt nicht nur die Kniefixation zu in einer jeden Phasis des Ganges auf dem Boden von beliebiger Fläche, sondern läßt sogar die aktive Knieextension zu, nach der Willkür des Patienten (Fig. 31 u. 32). Es ist ganz einfach: Die Prothese hat einen Gurt, *G*, welcher an der Stelle der Tuberositas tibiae befestigt ist. Der Gurt zieht sich lose (nicht fest angezogen!) über die an der vorderen Fläche der Oberschenkelhülse befestigte Oese *O* (Schnalle oder ähnliches), und weiter über die Schulter der amputierten Seite und über den Rücken laufend, wird er am rückwärtigen oberen Rande der Stumpfhülse befestigt. Dieser Gurt ist nur in der Höhe der Spinae scapulae mittels regulierbarem Riemchen (siehe auch Fig. 13) mit dem Traggurt, welcher über die Schulter der gesunden Seite läuft, verbunden. Der Patient kann durch die Bewegung der Schulter nach oben das Knie der Prothese mit großer Kraft strecken und weiter die Beugung derselben und hierdurch auch den Fall auf den Boden in jedem Moment willkürlich verhüten. Der Gurt läßt die feste Kniefixation auch beim Bergsteigen zu und bewerkstelligt das Loslassen des Kniegelenkes beim Sitzen. Diese Konstruktion erlaubt es sogar dem Patienten, daß er sich, ohne zu fallen, einen Moment nur auf der Prothese mit gebeugtem Kniegelenk stehend erhalten kann, während er das gesunde Bein hochgehoben hält. Diese Einrichtung soll aber keineswegs den Musculus quadriceps für die bei jedem Schritte sich wiederholende Knieextension ersetzen, sondern es ist nur eine Sicherheitsvorkehrung für Fälle drohenden Falles bestimmt: wenn z. B. der Patient mit der Fußspitze auf einen Gegenstand stößt, so zuckt er die Achsel in die Höhe (und das lernt er bald), extendiert das Knie und erst dann tritt er auf die Prothese. Wenn schon der Fall unvermeidlich ist, dann läßt er wenigstens nur allmählich die Kniebeugung los, der Fall ist langsamer und geschieht zuerst auf das Knie der Prothese und dann erst auf die Hände.

Welche Fixation soll im Kniegelenk sein? Es gibt zwei:

1. eine regelmäßige, welche während der Phase des ein(prothese)seitigen Aufstützens (und auch kurz vor und nach dieser Phase) in die Tätigkeit treten muß; und

2. eine außerordentliche, welche nur ausnahmsweise bei plötzlicher Kniebeugung (z. B. beim Anstoßen an einen Stein) oder beim Auftreten auf das noch nicht ganz extendierte Kniegelenk zur Geltung kommt, um den Fall zu verhüten.



Die regelmäßige Fixation muß eine automatische sein und als solche hat sich gut die Hoeftmansche Exzentrizität des Kniegelenkes bewährt; als außerordentliche Fixation kann aber eine automatische nur unvollkommen und unsicher fungieren; in meiner Praxis bewährte sich die willkürliche Fixation des Kniegelenkes mittels des Hochhebens der Schulter.

Einige Patienten ziehen ein steifes Kniegelenk vor. Es ist die Frage, wann man bei dem jetzigen Stande der Prothesenkunde die Prothese mit steifem Knie und wann mit beweglichem Kniegelenk ordinieren soll. Das hängt von vielen Umständen ab. Das steife Knie hat verschiedene Nachteile: so muß die Prothese noch kürzer als jene mit beweglichem Knie sein, der Gang ist unökonomisch (größere Anstrengung der Muskeln), der eventuelle Fall des Patienten, dessen Möglichkeit wir uns niemals erwehren können, geschieht ununterbrochen um die ganze Höhe des Falles „aufs Gesicht", und auch kosmetisch ist ein steifes Gelenk unangenehmer.

Anderseits muß der Patient beim steifen Knie auf die Beherrschung des Kniegelenkes nicht so achtgeben, und z. B. aus Gras kann er die Prothese besser herausziehen als eine solche mit einem beweglichen Knie. Eine solche Prothese, die nur durch einen Gummizug sich extendiert, biegt sich, wenn man versucht, sie aus dem Grase oder weichem Boden zu befreien. Viel besser kann sich in einem solchen Falle ein Patient mit willkürlicher Knieextension helfen; der extendiert dabei das Kniegelenk mit großer Kraft durch das Hochheben der Schulter, und überdies hilft er mit dieser Bewegung noch den Stumpfmuskeln den Fuß aus dem Grase auszuwickeln.

Also zum Gehen in der Stadt, hier immer und für das Land an Feiertagen, genügt die Prothese mit Hoeftmanschem Kniegelenk, mit willkürlicher Knieextension und mit vorderer Zugfeder im Sprunggelenke, während für schwere Arbeiten im Felde noch meistens das steife Knie unentbehrlich ist.

Als Sprunggelenk bewährte sich mir ein Scharnier, das in der Frontalebene etwas niedriger gelegen ist als das normale. Die dorsale Druckfeder, wie oben im dritten Abschnitt erklärt, ist unrichtig. Aber auf der anderen Seite ist eine Vorrichtung zum Hochheben des Holzfußes notwendig.

Als ich die Unrichtigkeit der dorsalen Druckfeder erkannte, dachte ich an ein Sprunggelenk mit straffem Gang, damit die Fußsohle immer nach der Phasis des prothesenseitigen Aufstützens im rechten Winkel, in welchen sie durch die vordere Druckfeder gebracht wurde, auch stehen bleibe. Dies geschieht zwar beim Gang auf horizontaler Ebene, aber beim Anstoßen mit der Fußspitze erfolgt leicht eine Plantarflexion, und in dieser Lage bleibt das Sprunggelenk mit straffem Gang stecken, weil keine dorsal flektierende Kraft vorhanden ist, und der Amputierte stößt bei weiterem Gang auch am glatten horizontalen Boden mit der Fußspitze an.

Wie können wir also die unentbehrliche Funktion der dorsalen Druckfeder ersetzen? Wollen wir ein wenig überlegen!

Wenn wir bei einer Hoeftmanschen Prothese die dorsale Druckfeder im Sprunggelenk durch eine vordere (vor dem Sprunggelenk am Holzfuß befestigte) Zugfeder ersetzen und sie auf dem Unterschenkelteil befestigen, so sind die Verhältnisse selbstverständlich dieselben wie bei der dorsalen Druckfeder. Wenn wir aber die vordere Zugfeder auf der vorderen Fläche der Schenkelhülse (vor der Knieachse) befestigen, so erfüllt diese Konstruktion ganz ihren Zweck, was das Sprunggelenk anbelangt, denn die genügend starke Zugfeder hebt den Holzfuß hoch und beim Bergabsteigen (bei der Dorsalflexion der Zugfeder) streckt sich das Knie durch die Spannung der Zugfeder. Für die Kniegelenksfunktion aber ist diese Konstruktion der Zugfeder fehlerhaft. Die starke Zugfeder läßt nicht die beim Gang notwendige Knieflexion zu, während eine schwache Zugfeder wieder für die Funktion des Sprunggelenkes ungenügend ist.

Bei schwacher Zugfeder würde sich in der Gangphasis der Stumpfflexion beim Streifen der Schuhsohle an dem Boden das Knie nicht genügend flektieren, sondern das Sprunggelenk, und zwar plantarwärts, d. h. die Fußspitze, würde noch mehr ankommen. Die am Oberschenkelteil hinter der Knieachse befestigte Zugfeder beugt wieder stets das Knie, und zwar hauptsächlich beim Bergsteigen; und das geht doch nicht an. Es ist aber rationell die Zugfeder an die Kniegelenksachse oder, noch besser, ein wenig vor dieser Achse (aber am Oberschenkelteil) zu befestigen. Wir können hierzu eine ziemlich starke Zugfeder anwenden, ohne einen nachteiligen Einfluß auf die Funktion des Kniegelenkes befürchten zu müssen. Ich bin überzeugt, daß durch dieses einfache Verfahren, statt der dorsalen Druckfeder die Zugfeder von dem vorderen Holzfußteil oder noch besser von der Fußspitze aus zu der



Kniegelenksachse oder etwas vor dieselbe (am Oberschenkelteil) zu führen, so manche Beschwerden des Amputierten beim Gang abgeschafft werden.

Die Sprunggelenksachse soll hinter die Beinbelastungslinie gelegt werden, weil der Körper im Sprunggelenke eine Stütze in der vorderen Druckfeder hat.

Die Pronations- und Supinationsbewegungen im Sprunggelenke sind theoretisch wünschenswert, denn schon auf einer leicht geneigten Unterlagsebene tritt der Amputierte nur auf die Kante des Schuhes und das hat viele Nachteile; in der Stumpfhülse entstehen hierbei nicht wünschenswerte seitliche Kräfte. Aber eine zweckmäßige praktische Lösung dieses Problems habe ich noch bei keiner Konstruktion gesehen.

Es seien hier zwei Neuigkeiten in der Konstruktion der Prothese beschrieben: sie sind zwar erst im Versuchstadium, aber die erste hat sich bereits als gut erwiesen.

Es ist eine Oberschenkelprothese mit „sensitivem" Sprunggelenk. Wir können einem Patienten mit dieser Prothese die Augen verbinden, und wenn wir dann mit unserer Hand die Bewegungen im Sprunggelenke mit dem Holzfuß durchführen, so kann der Patient angeben, was für passive Bewegungen wir mit dem Holzfuß getan haben. Es handelt sich also um ein künstliches Gelenksgefühl im Sprunggelenke der Prothese.

Die hierzu erforderliche mechanische Einrichtung ist ganz einfach. Von dem vorderen Teile des Holzfußes (Fig. 33) zieht sich ein Gurt *G* hinauf um die Kniegelenksachse herum und dann um eine Rolle *R* zu einem Gummizug, der zwischen der Stumpfhülse und der Stumpfhaut durchläuft und am vorderen oberen Rande der Stumpfhülse befestigt ist. Das Zusammen- und Ausziehen des Gummizuges fühlt der Patient auf der Haut des Stumpfes, und so erhält er Kenntnis über die Lage des Holzfußes im Sprunggelenk. Jeder weiß aus Erfahrung, daß man schon ganz unbedeutendes Ziehen am Aermel fühlt — ähnlich fühlt der Patient schon ein ganz leises Anziehen des Gummizuges, und es ist die Möglichkeit nicht ausgeschlossen, daß er nach längerer Erfahrung sogar den Grad der passiven Bewegung im Sprunggelenk wird „fühlen" können. Der Gummizug in der eben geschilderten Anordnung der Prothese vertritt gleichzeitig die vordere Zugfeder im Sprunggelenk.

Ein „sensitives" Sprunggelenk hat eine große Bedeutung für den



Amputierten, denn es vermittelt ihm sofortige Kenntnis von der Form des Terrains, wenn auch der Patient es nicht mit dem Auge kontrolliert, so daß er z. B. eine willkürliche Kniefixation sofort in Tätigkeit versetzt. Selbstverständlich können auch andere Gelenke der Prothese (Kniegelenk, das Sprunggelenk im Sinne der Pronation und Supination) „sensitiv" gemacht werden.

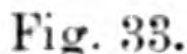


Fig. 33.



Prothese mit „sensitivem" Sprunggelenk.

Nach den Studien der Mechanik des Ganges des Amputierten wäre es von Vorteil, wenn sich außer der bisherigen automatischen regelmäßigen noch eine außerordentliche willkürliche Flexion des Kniegelenkes der Prothese verwirklichen lassen würde. Ein Versuch der willkürlichen Knieflexion, die z. B. zum Ueberschreiten eines kleineren Hindernisses (auf einem hügligen Boden) usw. nötig ist, ist in der Fig. 34 veranschaulicht. Ein Gurt zieht sich hier von der hinteren oberen Partie der Unterschenkelhülse hinauf bis zu einer

Schlinge, die um die Schulter der gesunden Seite gelegt ist. Durch das Hoch- und Vorwärtsheben der Schulter flektiert der Patient willkürlich das Kniegelenk der Prothese. Das Verfahren erheischt noch weitere Ausarbeitung und ist hier nur als ein Beleg der weiteren Bestrebungen um die Vervollkommnung der Oberschenkelprothese angeführt.

Fig. 34.



Eine Versuchsprothese mit willkürlicher Knieflexion.

VII. Begutachtung der Oberschenkelprothese.

Bei der Begutachtung einer Oberschenkelprothese müssen wir uns alle Eigenschaften, die zu einer guten Prothese gehören, vergegenwärtigen und bei einer etwaigen Beschwerde des Patienten systematisch die Protheseuntersuchung einleiten, wenn wir zu einem richtigen Urteil gelangen und eine rationelle Korrektur vornehmen wollen.

Zuerst werden wir den nackten Stumpf besichtigen und seine anatomischen und physiologischen Eigenschaften, wie es oben im ersten Abschnitt angeführt war, erwägen.

Dann lassen wir die Prothese auf dem Stumpf anbringen und den Patienten stellen wir mit symmetrischen Sohlen gerade auf eine horizontale Ebene. Auf den Stumpf soll nur ein Strumpf angezogen sein und keine Unterhosen, denn damit würde das Anpassen der Hülse verhindert und die Prothese verlängert werden. Bei der Untersuchung der Prothese gehen wir von keiner anderen Richtung als immer nur

vom Stumpfe aus, und zwar distal- und proximalwärts: wir untersuchen also die Stumpfhülse, ob sie paßt (hauptsächlich in der oberen und unteren Ringzone), ob die obere Stützfläche (am Tuber ossis ischii) gut ausgebildet ist, ob der obere Rand der Hülse genug hoch ist (äußerlich bis zur Spitze des Trochanter major; bei dem Grittistumpf genügt es, wenn er außen so hoch ist wie innen), aber zu hoch (z. B. innen) soll er auch nicht sein. Wenn die Stumpfhülse nicht gut paßt, so müssen wir folgende mögliche Ursachen des Nichtpassens der Stumpfhülse in Erwägung ziehen:

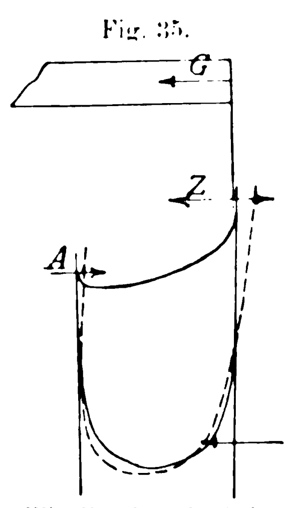
1. Die Desorientation der Stumpfhülse, d. h. die Form der Hülse ist nicht richtig.

2. Die anderen distalen Teile der Prothese, Kniegelenksachse, Sprunggelenksachse sind desorientiert.

3. Die Becken-T-Schiene und der Suspensionsgurt sind desorientiert, d. h. die Schiene ist unrichtig zugebogen und die Gurte sind unrichtig befestigt.

Zur Konstatierung dieser Momente nehmen wir die Stumpfhülse aus der Prothese heraus und prüfen die nicht in die Oberschenkeltraghülse montierte Hülse auf den Stumpf allein, oder wenn die Stumpfhülse fest mit der Prothese verbunden ist, dann tun wir folgendes:

Fig. 35.



Wie die Oberschenkeladduktoren gepreßt werden, wenn die Becken-T-Schiene fehlt. Die Stumpfhülse steht in der Gegend des Trochanter major erheblich ab.

Wir geben als Unterlage unter das gesunde Bein ein starkes Brett und lassen dann alle Befestigungsgurte nach, die Becken-T-Schiene neigen wir nach unten zu, halten die Prothese mit beiden Händen auf dem Stumpfe an und richten sie so, daß wir die Stumpfhülse in der richtigen Lage auf dem Stumpf anbringen können. Die Lage der Stumpfhülse ist nicht durch schlechten Zug der Gurte und durch eventuell schlechte Wirkung der Prothese bei der Belastung erzwungen. Wenn wir jetzt sicherstellen, daß die in die bestimmte Lage gebrachte Stumpfhülse zwar paßt, aber beim Anziehen der Gurte und beim Auftreten auf die Prothese nicht paßt, dann können zwar die distalen Teile der Prothese gut orientiert sein, aber die Anspannung der Suspensionsgurte und der Becken-T-Schiene mag die Ursache des Nichtpassens sein.



Wir wollen im folgenden einige häufige Fälle eines solchen Nichtpassens der Stumpfhülse anführen. So z. B. bemerken wir oft, daß die Stumpfhülse in der Regio subinguinalis absteht. Das ist durch eine solche unrichtige Lage der Stumpfhülse verursacht, die sich rückwärts in die Weichteile derart einsenkt, daß die proximale Zone (also auch ihr vorderer Teil) der Stumpfhülse sich nach vorwärts neigt.

Fig. 36.

Sehr oft verursacht das Abstehen der Stumpfhülse in Regio trochanterica das unrichtige Zubiegen der Becken-T-Schiene. Die Beckenschiene hat den Hauptzweck, daß sie der Stumpfhülse einen Halt in der medialen Richtung bietet, denn die Musc. adductores femoris als Weichteile bieten nur einen unvollkommenen Halt der Stumpfhülse, und diese hat daher in ihrer oberen Zone die Tendenz, lateral sich zu neigen. (In der Fig. 35, in die punktierte Lage.) Die Stumpfhülse wird deshalb in der Regio trochanterica abstehen (Fig. 36), während innen, nach oben zu, die Hülse dem Patienten zu eng erscheinen und dort auch reiben und drücken wird. Gegen die A-Kraft, welche die Adduktoren preßt (Fig. 35), können wir leicht eine Kraft G stellen, die man durch das Anziehen der Beckenschiene mittels Beckengürtels erzielen kann; durch diese Kraft G wird wieder die Stumpfhülse zur Regio trochanterica hinzugezogen und die innere Fläche des Stumpfes von der unangenehmen Reibung befreit. Theoretisch wird zwar eine auf das proximale Ende der äußeren Oberschenkelschiene wirkende Kraft Z (z. B. ein Gurt) genügen, aber praktisch bietet die Beckenschiene mit der Kraft G als der längere Hebel günstigere Verhältnisse für die Gegenwirkung gegen die Kraft A.

Fig. 37.

Wenn die Belastungskräfte (z. B. beim Auftreten auf die äußere

Kante des Schuhes) die Tendenz haben, in umgekehrter Richtung die Hülse zu neigen (Fig. 37), so wird auf dem Stumpf durch die Hülse ein Druck D in der distalen Zone innen und ein Druck P in der proximalen Zone außen entstehen. Da sind aber schon die Verhältnisse günstiger, denn die Hülse stützt sich durch die Kraft P auf die Regio trochanterica und auf den Trochanter major, wo der Stumpf eine feste Stütze bietet.

Diese theoretischen Erwägungen über die Kräftewirkung der Hülse auf den Stumpf liefern uns manch praktisches Ergebnis über die Art, wie die Becken-T-Schiene konstruiert werden soll. Wenn wir sehen, daß die Stumpfhülse in Regio trochanterica absteht und die Adduktoren gedrückt sind, dann lassen wir die Beckenschiene nur etwas lateral abbiegen; nach dem Zusammenziehen des Gurtes G (Fig. 35) wird die Beckenschiene schon den gewünschten Zug Z auf die Hülse ausüben und die Hülse wird durch dieses einfache Verfahren ganz gut passen.

Aus dem oben Gesagten geht es auch hervor, daß die Beckenschiene keinen Halt gegen die Kraft P (Fig. 37) bieten muß, denn dazu genügt Trochanter major, und darum kann das Hüftgelenk der Prothese die Bewegung im Sinne der Abduktion zulassen. Dies erzielt man mittels eines in der Sagittalebene liegenden Scharniers mit horizontaler Gelenksachse. Dieses Scharnier vermindert auch die Reibung der Beckenschiene auf die Crista iliaca. Der Boden auf dem proximalen Ende der Schiene soll in der Taille liegen, wo auch der Beckengürtel gelegt ist.

Manchmal sehen wir, daß der Holzfuß zu viel nach außen oder nach innen rotiert ist.

Was kann die mangelhafte Rotation der Prothese verursachen?

1. Die gute Stumpfhülse ist schlecht rotiert und an den Stumpf angebracht.

2. Die Rotation der Prothese bei der Belastung kann durch die Form der Stumpfhülse verursacht werden.

So z. B. rutscht der Tuber ossis ischii bei Belastung längs des zu steilen, unrichtig formierten oberen Randes der Stumpfhülse oder die Adduktorensehnen rutschen längs des inneren geneigten Randes der Stumpfhülse.

3. Die Suspensionsgurte und Riemen sind an der Oberschenkelhülse falsch befestigt.



4. Die Achse des Hüftgelenkes ist nicht in der Frontalebene.

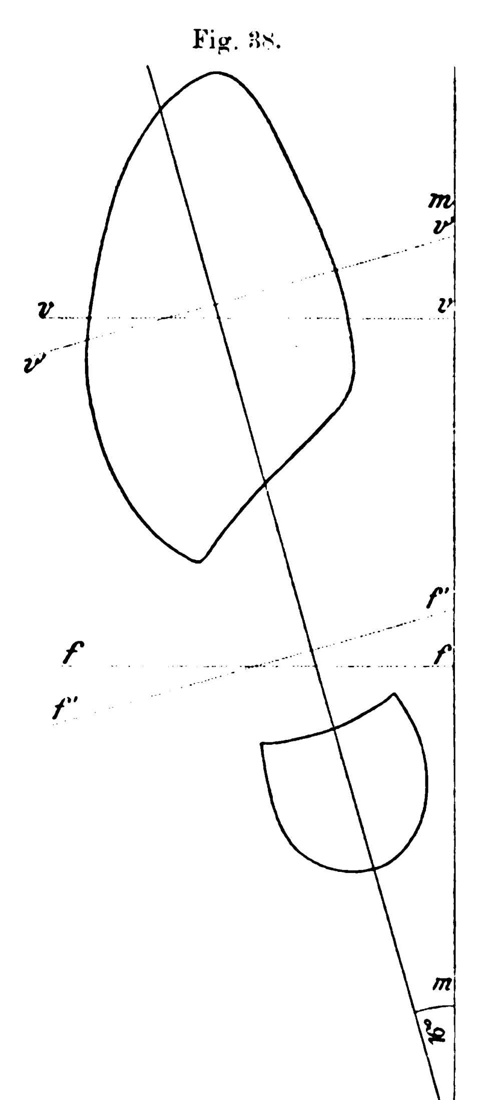
5. Die Oberschenkeltraghülse (resp. die Oberschenkelschienen) ist schlecht rotiert und schlecht gegenüber der Stumpfhülse befestigt.

6. Die Achse des Kniegelenkes ist nicht in der Frontalebene.

7. Die Achse des Sprunggelenkes ist nicht in der Frontalebene.

8. Der Holzfuß ist unrichtig gegen die Achse des Sprunggelenkes gestellt. In der Fig. 38 bedeutet *f f* die richtige Richtung der Sprunggelenksachse, während *f′ f′* ihre falsche Richtung angibt; noch öfter kommt die falsche Richtung *v′ v′* des Scharniers am Vorderfuß vor, im Gegensatz zu ihrer richtigen Lage *v v*. Die Fußstellung im Sprunggelenke zur Sagittalebene hat ihre funktionelle Bedeutung, denn ein in der Sagittalebene stehender Holzfuß stößt beim Pendeln des Unterschenkels an die Erde an, und die Prothese verlängert sich sozusagen durch diese Lage des Holzfußes.

Fig. 38.



Der Amputierte beschwert sich oft, daß er beim Gehen den Boden streift; das hat gewöhnlich diese Ursachen:

1. Die Prothese ist zu lang.

2. In die Stumpfhülse ist entweder die Unterhose oder Watte und ähnliches gesteckt, das alles verlängert scheinbar die Prothese.

3. Die Prothese hat eine ungenügende Suspensionseinrichtung.

4. Die große Knieexzentrizität verursacht eine Verlängerung der Prothese beim gebeugten Knie.

5. Der Holzfuß ist im Sprunggelenke ungenügend abduziert (gewöhnlich genügen 16°).

6. Schon eine ganz kleine Plantarflexion im Sprunggelenke verursacht eine Streifung um den Boden.



7. Die mit der Konkavität nach oben erfolgte Einbiegung der Sohle des Holzfußes findet nicht statt, die Spitze des Holzfußes ist nicht hochgehoben; es genügt schon eine ganz leichte Abbiegung und ein leichtes Hochheben der Spitze. Diese ist aber für den Gang unbedingt notwendig.

8. Der Patient ist beim Auftreten auf das gesunde Bein nicht in dem Hochheben der Beckenhälfte der Amputationsseite und in der Extension des gesunden Sprunggelenkes geübt.

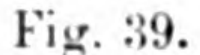


Fig. 39.



Objektive (wissenschaftliche) Begutachtung der Prothese mittels des Projektionsapparates.

Wenn der Amputierte mit einer neuen Prothese an den Boden streift, so ist er gewöhnlich bald mit seinem Urteile fertig: „Die Prothese ist zu lang." Wir müssen aber auch verschiedenen anderen Ursachen nachforschen, denn der Patient soll sich nicht an eine zu kurze Prothese gewöhnen.

Diese wenigen durchgenommenen Beispiele, wie man den verschiedenen Fehlern der Prothese nachforschen soll, geben uns die Richtschnur, wie wir auch in der sonstigen Beurteilung der Prothesen vorgehen sollen.

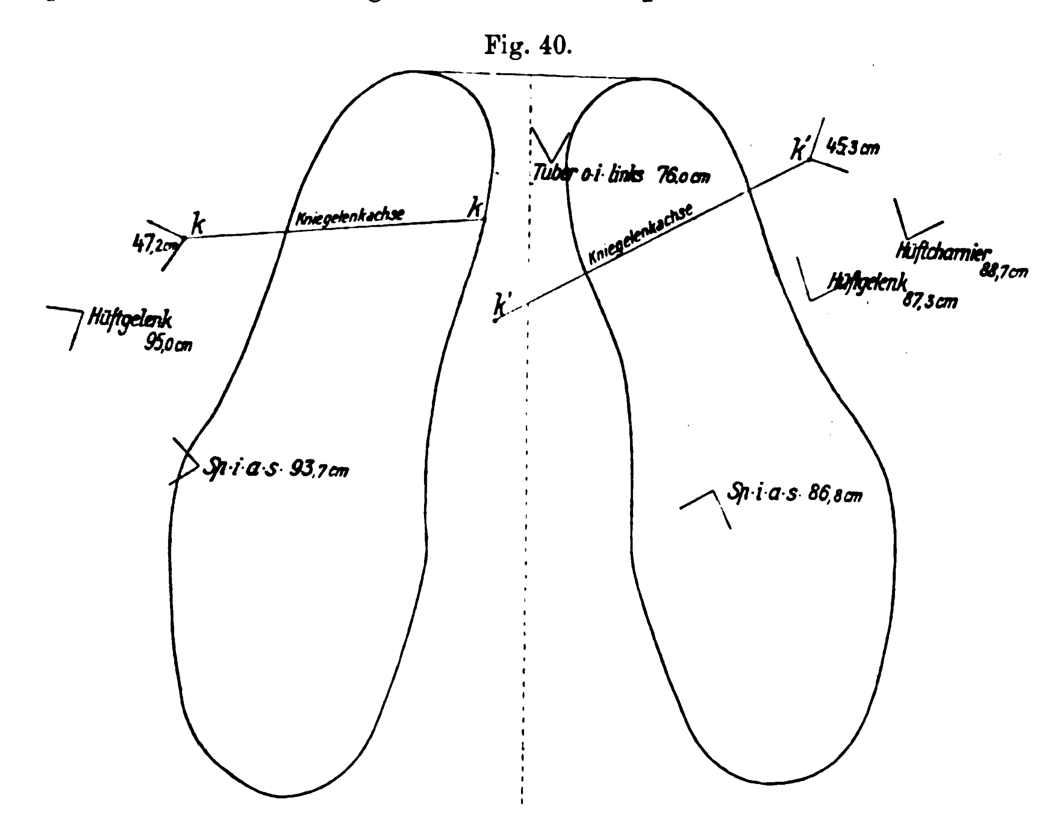
Vollkommener als diese subjektive Beobachtung ist d i e o b j e k t i v e B e o b a c h t u n g d e r P r o t h e s e n o r i e n t a t i o n. Sie geschieht durch die vertikale Projektion bestimmter Punkte des Körpers und der Prothese auf die Unterlagsebene mittels eines einfachen Projektionsapparates (Fig. 39).

Dieser Apparat besteht aus einem ebenen Brettchen, zu dem ein Säulchen senkrecht steht; das Säulchen hat eine Maßeinteilung und trägt einen verschiebbaren Zeiger Z, dessen Spitze stets direkt über der Blechspitze des Brettchens sich befindet. Zur Projektion im Bereiche der Schuhsohle soll die Blechspitze zum Hochheben eingerichtet

sein. Die für die Beurteilung der Prothese notwendigen projizierten Punkte sind folgende:

Umriß der Sohle, Sprunggelenksachse, Kniegelenksachse, Mitte der Tragfläche des Stumpfknochenendes, Mitte des Hüftgelenkes, Hüftscharnier, Symphysis, Mittellinie des Os sacrum, Spinae il. a. s., Incissura jugularis, Schultergelenke, Vertebra prominens; ferner ist es von großem Vorteile, wenn auf dem „Projektionsblatt" noch der Schnittpunkt der Beinbelastungslinie und der Fußpunkt der Schwerlinie auf-

Fig. 40.



gezeichnet sind. Bei den Projektionspunkten der Knie- und Sprunggelenksachse, der Hüftgelenke und der Spinae il. a. s. seien auch die Höhennummern angeführt. Zur Konstatierung der Mitte der Endfläche des Stumpfknochens lassen wir auf der hinteren Seite der Oberschenkeltraghülse in der Höhe des Stumpfendes eine Oeffnung machen, die zur Einführung des Zeigers des Projektionsapparates und zugleich zur Lüftung dient. Die vertikale Projektion der erwähnten Punkte gibt uns ein vollkommenes Bild über die Orientation der fertigen Prothese. Als Beispiel eines Projektionsblattes dient Fig. 40, wo die wichtigsten der oben erwähnten Punkte einer linksseitigen Prothese

bezeichnet sind. Von dieser Prothese kann man sagen, daß sie eine ganz desorientierte Kniegelenksachse (vor der gesunden Knieachse) hat, obzwar sie äußerlich die Knieexzentrizität von 2 cm zeigt und zu kurz ist. Aus dem „Projektionsblatt“ kann man viel Neues ablesen; es ist ein sicherer Wegweiser sowohl zur wissenschaftlichen als auch zur alltäglichen Begutachtung der Prothese, denn bei der letzteren genügt es manchmal, nur einige der wichtigen Punkte zu projizieren.

Résumé.

Die physikalische Nachbehandlung des Oberschenkelamputierten soll sobald als möglich vorgenommen werden: zuerst auf einfache Art im ersten Spital, dann, ebenfalls ehestens, in einem orthopädischen Spital auf systematische Art durch ein geschultes Personal und im eingerichteten Uebungszimmer. So kann man tragfähige, für den Gang gut geeignete Stümpfe erzielen. Die Zeit der Anlegung der definitiven Prothese beträgt mindestens $^1/_2$ Jahr nach der Amputation, noch besser $^3/_4$ Jahr, eventuell noch später. Wenn aber der Patient im Zeitverlauf von $^1/_2$—$^3/_4$ Jahr oder noch länger nach der Amputation noch keine Prothese benutzt hat, so muß er nach dieser Zeit mit einer provisorischen Prothese versehen werden, und in diesem Falle kann man erst nach zweimonatlicher, besser erst nach dreimonatlicher Benutzung der zugeschlossenen Prothese einen Gipsabguß für eine definitive Prothese abnehmen. Es versteht sich von selbst, daß man vor allem individualisieren muß, je nach dem anatomischen und physiologischen Stand des Stumpfes, auch je nach dem Verlauf der Tragfähigkeitskurve und hauptsächlich nach derem Endpunkte.

Die Eigenschaften der zuletzt bei mir geprüften und bewährten definitiven Oberschenkelprothese sind folgende:

Die Suspension der Prothese ist zu verwirklichen mittels eines Gurtes über die Schulter der gesunden Seite und eines Riemchens, das über eine innere Rolle (an der Oberschenkelhülse befestigt) verläuft und am Beckengürtel befestigt ist.

Die Beckenschiene hat hauptsächlich den Zweck, damit sie der Prothese eine Stütze bietet, wenn beim Auftreten auf schiefen Boden und Aehnlichem die Stumpfhülse sich in die Stumpfadduktoren einsenkt; deshalb muß sie gehörig gebogen sein. Das Hüftscharnier kann darum die Sagittalachse haben, welche zwar die Abduktion, aber keinesfalls die Adduktion der Prothese zuläßt.



Die Stumpfhülse muß in der proximalen und distalen Zone („wirksame" Zonen) eng sitzen und in der mittleren Zone (neutrale Zone) abstehen. Von dem Stumpfende ist ein Druckgipsabguß zu machen. Dazu dient die oben beschriebene Gipsmethode.

Die Kniegelenksachse soll in der Frontalebene verlaufen und hinter die Beinbelastungslinie gelegt werden (regelmäßige Kniefixation). Die Größe der Exzentrizität dieser Achse ist gewöhnlich auf den Prothesen sehr unbestimmt, wenn man dieselbe nach dem Einbiegen der Schienen und nicht nach der „Orientation" beurteilt; diese ist ein geometrischer Begriff und es ist darum die äußere Form der Konstruktion für die Orientation des Kniegelenkes nicht maßgebend.

Weiter muß die Exzentrizität desto größer sein, je stärker die dorsale Druckfeder im Sprunggelenke ist. Bei richtiger Orientation und beim Gebrauche der vorderen Zugfeder im Sprunggelenk genügt eine ganz kleine Knieexzentrizität (0,5—1 cm).

Die Kniefeder oder der Gummizug soll lang sein.

Die willkürliche Extension und Fixation des Kniegelenks wird durch einen an der Stelle der Tuberositas tibiae befestigten Gurt erzielt, der durch das Hochheben der Schulter der amputierten Seite in Tätigkeit sich versetzt (außerordentliche Kniefixation).

Das Sprunggelenk der Prothese ist funktionell etwas ganz anderes als das gesunde Sprunggelenk. Die dorsale Druckfeder im Sprunggelenk ist unrichtig, denn sie verursacht einen unsicheren Gang und verschuldet eventuell auch den Fall des Patienten infolge des Beugens des Kniegelenkes. Dem kann man dadurch abhelfen, daß diese Feder entfällt und durch eine genug starke Zugfeder ersetzt wird, die von dem vorderen Teil des Holzfußes zur Oberschenkelhülse etwas vor der Knieachse verläuft.

Es genügt, wenn das in der Frontalebene und hinter der Beinbelastungslinie gelegene Sprunggelenk eine Bewegungsfreiheit von 15° nach vorwärts und 20° nach rückwärts hat.

Die Abduktion des Holzfußes beträgt annähernd 16°. Die Pronations- und Supinationsbewegung im Sprunggelenke hat sich bei den jetzigen Konstruktionen nicht bewährt, obzwar sie theoretisch wünschenswert ist.

Es genügt ein einziger Ausschnitt mit einer Druckfeder in die vordere Partie des Holzfußes, in der Frontalebene.



Zum Gehen in der Stadt, hier immer, und für das Land an Feiertagen genügt die Prothese mit Hoeftman schem Kniegelenk, mit willkürlicher Knieextension und mit vorderer Zugfeder im Sprunggelenke, während für schwere Arbeiten im Felde meistens das steife Knie unentbehrlich ist.

Die Orientation der Prothese (d. h. die bestimmte Anordnung der Konstruktionsbestandteile in bezug zum Knochenstumpfe) wurde bisher geringschätzig bei dem Bau der Prothese behandelt. Auf einer orientierten, einfach konstruierten Prothese kann der Patient ganz gut gehen, dagegen auf einer desorientierten, wenn auch gut konstruierten, geht er schlecht.

In diesem Sinne soll die oben beschriebene „Methode und der Gipsapparat zum Bau der Prothese mit genauer Orientation" aushelfen.

Im Stadium des Versuches ist die Oberschenkelprothese mit „sensitivem" Sprunggelenk, d. h. die Auslösung des Gefühles beim Patienten über die Lage des Holzfußes im Sprunggelenke mittels eines Gummizuges, welcher zwischen der Stumpfhülse und der Stumpfhaut durchläuft, und dessen Zusammenziehen und Ausziehen der Patient auf der Haut des Stumpfes fühlt und so über die Lage des Holzfußes im Sprunggelenk Kenntnis bekommt.

Die objektive (hauptsächlich wissenschaftliche) Begutachtung der Prothese geschieht durch die vertikale Projektion der bestimmten Punkte des Körpers und der Prothese auf die Unterlagsebene mittels eines einfachen Projektionsapparates. Zum Studium des Ganges des Amputierten und auch des Normalganges sollte in den wissenschaftlich arbeitenden orthopädischen Spitälern ein „Laboratorium für die orthopädische Mechanik des menschlichen Körpers" errichtet und von den berufenen Kreisen dotiert werden.



XXXII.

Allgemeine Regeln zur Konstruktion und Anfertigung der Ersatzglieder der unteren Gliedmaßen.

Von

Generalstabsarzt Prof. Dr. **Julius Dollinger,** Budapest.

1. Die Herstellung der Ersatzbeine.

Während der letzten 25 Jahre lenkten die großen Fortschritte der Chirurgie die Aufmerksamkeit der Chirurgen von den Ersatzgliedern ab. Die Werke Karpinszkys[1]) und Gochts[2]) sowie die Publikationen Hoeftmans waren fast alles, was von Aerzten auf diesem Gebiete produziert wurde, und es ist auch mir nicht gelungen, mit meinem im Jahre 1913 am Deutschen Chirurgenkongresse in Berlin über diesen Gegenstand gehaltenen Vortrag über die Stützflächen und Suspension für die Konstruktion der Ersatzglieder[3]) größeres Interesse zu erwecken. Der Krieg stellte plötzlich die Prothesenfrage auf die Tagesordnung.

Die neuen Gesichtspunkte, die sich jetzt Geltung verschaffen, sind:

1. Die Massenproduktion.

2. Die Konstruktion gut brauchbarer, starker Arbeitsersatzglieder für den Arbeiterstand, der das größte Kontingent der Amputierten bildet.

3. Die vollkommene Entlastung der Stumpfenden, da die Lehren Biers, Bunges usw. bei den Kriegsamputationen nicht befolgt

---

[1]) Karpinszky, Studien über künstliche Glieder. Mittler & Sohn, Berlin 1881.

[2]) H. Gocht, Künstliche Glieder. Deutsche Chirurgie (P. Bruns), Lieferung 29 a. Verlag Enke, Stuttgart 1907.

[3]) J. Dollinger, Stützflächen und Suspension künstlicher Glieder. Deutsche Zeitschr. f. Chir. Bd. 128.

werden können und der größte Teil der Stümpfe der unteren Gliedmaßen tragunfähig ist.

4. Eine einfache Befestigung des Ersatzgliedes, welche die Bewegung der übrigen Körperteile möglichst wenig beeinträchtigt.

Die Privatindustrie konnte den jetzigen Ansprüchen schon wegen Mangel an den notwendigen Arbeitskräften nicht entsprechen. Die durch sie gelieferten Ersatzglieder entsprachen unseren Anforderungen durchaus nicht und darum verordnete Seine Exzellenz Ministerpräsident Graf Stefan Tisza als Präsident des königl. ungarischen Invalidenamtes auf Unterbreitung des geschäftsführenden Präsidenten, Grafen Kuno Klebelsberg, auf meinen Vorschlag die Gründung der ersten Prothesenfabrik des königl. ungarischen Invalidenamtes. Die ärztliche Leitung wurde unter meine Direktion, die technische und geschäftliche unter die des Direktors der königl. ungarischen höheren Gewerbeschule, Ingenieur Paul v. Dömötör, gestellt, in deren Werkstätten die Fabrik provisorisch untergebracht wurde. Wir haben die Arbeit am 25. März 1915 mit drei Arbeitern begonnen. Dazu wurden nun von der Militärbehörde einige geübte Vorarbeiter, Werkführer und allmählich eine Anzahl größtenteils invalider Arbeiter aus der Metall- und Lederbranche der Fabrik zukommandiert, so daß unsere Fabrik derzeit über 230 Arbeiter verfügt und demnächst in ihr eigenes Fabrikgebäude übersiedeln wird. Die Fabrik liefert nicht nur Ersatzglieder, sondern für die Institute des Invalidenfürsorgeamtes alle nötigen orthopädischen Apparate. Aehnliche kleinere Werkstätten als Zweigablegungen hat das königliche ungarische Invalidenamt bereits in Pozsony, Kolozsvár, Arad und Kassa gegründet.

Der Arbeitsgang ist folgender:

Sämtliche von der Militärbehörde dem Budapester Nachbehandlungsinstitut des Invalidenamtes überwiesene Amputierte werden in das unter der ärztlichen Leitung des Universitätsdozenten Béla Dollinger stehende, 600 Betten zählende Spital der Amputierten — Budapest IX. Timótgasse — aufgenommen. Hier werden sie zuerst daraufhin untersucht, ob der Heilungsprozeß beendet und der Stumpf zum Tragen des Ersatzbeines geeignet ist.

Ist das nicht der Fall, so werden die etwa vorhandenen Granulationsflächen in Behandlung genommen, Fisteln erweitert, Sequester entfernt, eventuell wird eine Reamputation vorgenommen.



Eignet sich der Stumpf zum Tragen des Ersatzbeines, so wird sofort das Gipsmodell angefertigt. Ohne Modell machen wir keine Prothese. Würde es ein Dentist versuchen, ohne Modell ein Gebiß zu verfertigen? Der Versuch wäre jedenfalls fruchtlos.

Manche Bandagisten verfertigen zwar auch heute noch Ersatzbeine nach Maß und nach Abdrücken, die mit Bleibändern und Bleiplatten genommen werden, der es aber einmal versuchte, das Ersatzbein auf dem Gipsmodell nach unserer Methode zu erzeugen, der wird zur alten Methode sicher nicht mehr zurückkehren. Es ist damit viel Zeit und Mühe erspart. Steht zur Abformung kein ärztliches Personal zur Verfügung, so kann sich der Arzt dazu intelligente Laien einüben.

Der Vorteil des Gipsmodelles ist, daß sich der Bandagist seiner ganz nach Belieben bedient, daß es ihm immer zur Verfügung steht und daß der Amputierte nicht Stunden in den Probierräumen zuzubringen hat und seine Zeit nützlicher verwenden kann.

In einer Werkstätte, die nur einige Ersatzbeine zu erzeugen hat, wäre die alte Methode mit vieler Mühe noch durchführbar, für unseren Großbetrieb eignet sie sich nicht. Befolgt der Bandagist genau die Konstruktionsregeln, paßt er die Prothese dem Gipsmodell genau an, so paßt sie auch dem Amputierten und es sind daran keine weiteren Aenderungen notwendig.

Das negative Modell wird mit dem Namen des Amputierten und der laufenden Nummer versehen der Prothesenfabrik übergeben. Dort wird es ausgegossen, mit der Konstruktionszeichnung versehen und dann dem Werkführer zur Ausführung übergeben.

Der Amputierte bleibt mittlerweile im Spital, dort wird der Stumpf massiert, gymnastisiert und zum Tragen der Prothese vorbereitet.

Jeder an der unteren Extremität Amputierte erhält ein Arbeitsbein und ein kosmetisches. Zuerst bekommt er das Arbeitsbein. Die kosmetischen werden später geliefert. Ihre Anfertigung erheischt größere Geschicklichkeit und darum beschäftigen wir damit derzeit nur eine kleinere Anzahl von Arbeitern. Außerdem betrauen wir mit der Anfertigung der kosmetischen Ersatzbeine erprobte Privatfirmen, die diese auf unserem Gipsmodelle nach unserem Ausführungsmuster anzufertigen haben. Auch der Bureauarbeiter bekommt sein Arbeitsbein. Wenn sonst nicht, so tragt er es, wenn das kosmetische einer Reparatur bedarf. Mit einem kosmetischen Fußteil versehen leistet es auch bei diesen Amputierten gute Dienste.

Jede Woche einmal werden die Ersatzbeine unter meiner persönlichen Kontrolle den Amputierten übergeben. Ich besichtige jedes Stück an seinem Mann. Die Fabrik liefert wöchentlich neben einer ziemlich großen Anzahl von sonstigen orthopädischen Apparaten und Schuhwerk etwa 160—180 Stück Ersatzbeine.

Wir arbeiten derzeit an dem sechsten Tausend. Trotzdem halte ich die ärztliche Leitung und die persönliche Revision eines jeden Stückes durch den Arzt noch für notwendig und sie wird es auch immer bleiben. Wo sie mangelt, da schleichen sich sehr bald Fehler ein. Es werden einzelne Gesichtspunkte außer acht gelassen, das wesentliche bröckelt sich allmählich ab, der Schein tritt an seine Stelle und nach kurzer Zeit ist von den leitenden Prinzipien keine Spur mehr zu entdecken. Die ärztliche Leitung muß auf die Befolgung ihrer Vorschriften ebenso strenge achten wie der Ingenieur.

Nur das harmonische Zusammenwirken dieser beiden Faktoren sichert die glückliche Lösung dieses wichtigen Problems. Der Fortschritt auf dem Gebiete der Konstruktion ist nur dann möglich, wenn der Arzt die eventuellen Klagen und sonstigen Erfahrungen der Amputierten selbst anhört und beherzigt, und diese zur Verbesserung seines Systems ausnützt. Da gibt es Fragen, die der geschickteste Techniker in Ermanglung ärztlicher Kenntnisse nicht lösen kann.

Die einmalige Besichtigung aber genügt nicht. Mancher Amputierte, der bisher mit Krücken ging, ist wie das Kind mit den neuen Schuhen. Er freut sich, daß er wieder auf den eigenen Beinen steht und geht und merkt die kleineren Unannehmlichkeiten gar nicht. Diese machen sich erst in einigen Tagen bemerkbar, und müssen dann behoben werden.

Aber auch damit ist unsere Aufgabe noch nicht beendet. Der Amputierte ist gewöhnlich nach einem langen Krankenlager bisher mit Hilfe seiner Krücken gegangen. Wenn auch einigermaßen wieder gekräftigt, so hat die beim Gehen in Anspruch genommene Muskulatur noch bei weitem nicht ihre vorherige Kraft und die Innervation des ganzen Gehapparates, ihre frühere Sicherheit und Geschmeidigkeit wieder erlangt. Der Amputierte verlernte die Geschicklichkeiten des selbständigen aufrechten Ganges und das Ueberwinden der verschiedenen Hindernisse, die wir sonst beim Gehen fast unbewußt auszuführen haben. Deshalb behalten wir ihn noch 3—4 Wochen lang in der Gehschule, wo ihm Gelegenheit geboten wird, alles Verlernte wieder in



kürzester Zeit anzulernen[1]). Währenddessen steht auch seine Prothese unter Beobachtung und wird, wenn nötig, den gerechten Wünschen entsprechend ausgebessert.

Die zeitweise Revision der in der Gehschule untergebrachten Amputierten und jener, die in der Invalidengewerbeschule die Ersatzbeine während der Arbeit schon seit längerer Zeit tragen, führt immer wieder zu neuen Erfahrungen und bringt neue Anregungen, welche in der Prothesenfabrik ausgeführt, demnächst praktisch erprobt werden. Die Folge dieses fortwährenden Studiums ist eine fortwährende Verbesserung der Konstruktion, welche bei einem Vergleiche unserer heute gelieferten Ersatzbeine mit jenen, die ich in der Nr. 43, 1915, der Deutschen medizinischen Wochenschrift beschrieben habe, augenfällig ist. Aber die vielen Einzelheiten, die bei einem Ersatzbein in Betracht kommen und die großen Ansprüche, die heutzutage an ein solches gestellt werden, erheischen noch viele Beobachtungen und Versuche, und das Ersatzbein wird noch lange ein dankbares Studium ärztlichen und technischen Wissens bleiben.

2. Die Entlastung des Amputationsstumpfes.

Der Amputationsstumpf sollte bei Anwendung der von Bier, Bunge usw. festgestellten Prinzipien tragfähig sein. Dies ist aber bei den Kriegsamputierten nur ausnahmsweise der Fall. Die Hauptursache davon liegt jedenfalls in den schweren akuten Infektionen, die meistens die Indikation zur Amputation abgeben, sowie in der Unmöglichkeit, in diesen Fällen die Amputationswunde zu schließen und eine Heilung p. p. zu erzielen.

Ist der Stumpf tragfähig, so soll er zum Tragen der Körperlast verwendet werden und das Ersatzbein soll dazu die Möglichkeit bieten.

Zwischen dem tragfähigen und zum Tragen der Körperlast unfähigen Stumpf liegt aber eine ganze Reihe jener Uebergangsformen, die bis zu einer gewissen Grenze tragfähig sind, bei etwas höher gestellten Ansprüchen aber ihre Tragfähigkeit zeitweise einbüßen. Ein solcher Stumpf wird dann empfindlich, das belastete Ende schwillt auch etwas an, das Auftreten ist schmerzhaft und ist bei der Konstruktion des Ersatzbeines für diese Möglichkeit nicht vorgesehen, so ist der Amputierte genötigt, dieses abzulegen und für eine Zeit wieder

[1]) Béla Dollinger, Die Behandlung der Amputationsstümpfe der Invaliden. Deutsche med. Wochenschr. 1916, Nr. 42.



zur Krücke zu greifen. Solche Rückfälle wirken auf die Psyche sehr deprimierend, sie erschüttern das Vertrauen des Amputierten in sein Ersatzbein, außerdem aber hängt es noch von seiner Beschäftigung ab, ob er dadurch nicht immer wieder, wenn auch nur provisorisch, arbeitsunfähig und hiermit auch materiell geschädigt wird.

Es läßt sich durch Druck mit dem Handteller auf das Stumpfende nicht immer mit Sicherheit bestimmen ob ein Stumpfende zum Tragen der Körperlast definitiv geeignet ist, und es auch dann bleiben wird, wenn es entweder durch größere Kraftanstrengung oder durch Zunehmen des Körpergewichtes stärker in Anspruch genommen wird.

Um diesen störenden Möglichkeiten vorzubeugen, erscheint es zweckdienlich, mit Ausnahme einiger speziellen Fälle bei den übrigen Amputationsstümpfen, selbst wenn sie bei der ersten Untersuchung als tragfähig erscheinen, neben der Inanspruchnahme der Tragfähigkeit dafür zu sorgen, daß im Notfalle die Entlastung ohne zeitraubende Umänderung sofort in Anspruch genommen werden könne.

Der Gehakt wird selbst beim tragfähigen Stumpf dadurch, daß außer dem Stumpfende zum Tragen des Körpergewichtes auch noch höher gelegene Skeletteile herbeigezogen werden, erfahrungsweise nicht schadhaft, sondern nur vorteilhaft beeinflußt. Auffallend ist der elastische Gang namentlich der an einem oder selbst an beiden Unterschenkeln Amputierten, die mit Ersatzgliedern dieser Konstruktion versehen sind. Es liegt also gar kein Grund vor, daß dem Stumpfe diese Hilfe entzogen werde, und wir tun recht, wenn wir selbst bei dem tragfähigen Stumpf dafür sorgen, daß, im Falle er insuffizient wird, seine Entlastung sofort möglich sei.

Es entstehen dadurch weder bedeutende Kosten, noch wird das Tragen des Ersatzbeines durch diese Einrichtung unangenehm. Die Einrichtungen, welche diesen Anforderungen entsprechen, werden bei den einzelnen Konstruktionen beschrieben. Außer diesen gibt es noch eine Anzahl von Fällen, bei denen die Infektion eine Osteomyelitis des Stumpfendes zur Folge hatte, welche manchmal selbst über 1 Jahr lang sich dahinzieht. Weder das Ausschaben noch die Reamputation bringen manchmal die Fisteln zur vollkommenen Ausheilung. Mit entsprechender Entlastung können diese Amputierten schon in diesem Stadium mit dem Ersatzbein gehen, während sie sonst auf die Krücken angewiesen wären.



Die Stützflächen.

Zur Entlastung des Stumpfes verwenden wir höher gelegene Skeletteile. Weichteile eignen sich dazu nicht.

Es kamen mir Konstruktionen zu Gesicht, wo bei tiefen Unterschenkelamputationen die Wadenmuskulatur, hauptsächlich aber bei Oberschenkelamputationen die ganze Muskulatur des Stumpfes mittels gefütterten Ringen zur Entlastung des Stumpfendes herbeigezogen wurde. Die Folge davon ist, daß die Weichteile nachgeben und der Amputierte, dessen Ersatzbein am Körper keinen festen Stützpunkt findet, etwa wie ein Kranker nach Hüftgelenkresektion oder wie ein mit einseitiger Hüftgelenkverrenkung Behafteter nach der amputierten Seite sinkt.

Außerdem muß in Betracht gezogen werden, daß die Weichteile, hauptsächlich die Muskulatur des Stumpfes, atrophieren. Ein mittelmäßig kräftiger Unterschenkelstumpf verliert innerhalb 10 Monaten 10 cm seines Umfanges oder noch mehr. Beim Oberschenkelstumpf kann der Unterschied je nach der Höhe, in der gemessen wird, relativ das Doppelte ausmachen. Diese der Verfettung und der Resorption verfallenen Gewebe eignen sich zum Tragen des Körpergewichtes nicht.

Eine weitere Folge des Uebertragens des Körpergewichtes auf die Weichteile des Stumpfes ist, daß der ganze Hauttrichter bei einem jeden Tritt aufwärtsgezogen und über den Knochenstumpf gespannt wird, was recht bald einen Decubitus der Haut oder der Narbe am Ende des Stumpfes zur Folge hat.

Wird zur Entlastung das Skelett herangezogen, so sind diese Uebelstände beseitigt. Es werden dazu nicht Stützpunkte, sondern breite Stützflächen des Skelettes verwendet. Die von uns verwendeten haben wir seit vielen Jahren bei der ambulanten Behandlung der Frakturen der unteren Extremitäten[1]) und bei der konservativen Behandlung tuberkulöser Knochen und Gelenke[2]) angewendet und verläßlich gefunden. Sie leisten uns bei den Ersatzgliedern der unteren Gliedmaßen dieselben guten Dienste. Die Haut, die diese Skeletteile

[1]) J. Dollinger, Ein einfacher Gipsverband zur ambulanten Behandlung der Unterschenkelfrakturen. Zentralbl. f. Chir. 1893. — Ein einfacher Gipsverband zur ambulanten Behandlung der Oberschenkelbrüche. Zentralbl. f. Chir. 1894. — Ein Schienenstiefel für ambulante Behandlung der Unterschenkelbrüche. Zentralbl. f. Chir. 1894.

[2]) J. Dollinger, Behandlung tuberkulöser Knochen und Gelenke. Internat. med. Kongreß, London 1913. Wiener med. Wochenschr. 1916.

bedeckt, ist an das Tragen der Körperlast nicht gewöhnt, adaptiert sich aber allmählich. Anfangs rötet sie sich ein wenig, sie wird auch nach stärkeren Strapazen ödematös, später verdickt sich das Unterhautzellgewebe sowie auch der Epithelüberzug. Dann bräunt sie sich an der ganzen stärker beanspruchten Fläche und in diesem Stadium ist sie bereits gut tragfähig.

Die Befestigung des Ersatzbeines.

Ebenso wichtig wie die Entlastung des Stumpfes ist auch die Befestigung des Ersatzbeines.

Ich habe darauf schon in meiner oben zitierten Arbeit über diesen Gegenstand am Chirurgenkongresse in Berlin hingewiesen. Sie ist eine wesentliche Bedingung des guten Gebrauches des Ersatzbeines. Es soll dadurch weder in den Weichteilen durch Schnürung Stauung verursacht werden, noch sollen andere Körperteile überflüssigerweise belastet oder in ihren freien Bewegungen gehemmt werden. Die Frage der Befestigung war bisher ungenügend gelöst.

Die einzige befriedigende Lösung ist, daß die Befestigung des Ersatzbeines am Skelette stattfinde. Wird diese Aufgabe richtig gelöst und die Suspension mit der Entlastung am Skelette richtig kombiniert, wird das Gelenk der Prothese, entsprechend den anatomischen Verhältnissen, am richtigen Orte angebracht, dann sitzt das Ersatzbein beim Gebrauche unbeweglich fest und es verleiht dem Amputierten beim Gehen und bei der Arbeit jene Sicherheit, daß er es als eine natürliche Fortsetzung des Amputationsstumpfes, als seinen eigenen Körperteil fühlt. Solange der Amputierte dieses Gefühl nicht hat, so lange hat er sich an den Gebrauch des Ersatzbeines entweder noch nicht gewöhnt oder es liegt der Fehler in der Konstruktion.

Das Material.

Als Material verwenden wir Stahl und Leder. Sie eignen sich für den Großbetrieb am besten. Die Schienenteile sind aus Klingenstahl. Die Stahlpelotten sind Platten von 1 mm Dicke. Sie dienen zur Verstärkung der Lederhülse an jenen Stellen, die zur Suspension oder zur Entlastung dienen, werden genau nach dem Gipsmodelle geformt und dann an die betreffenden Stellen zwischen das genau geformte Leder und den befestigenden Stahlschienen an diese letzteren angenietet. Als Leder verwenden wir rohgegerbtes Ochsenleder, welches



auch unter dem Namen Walkleder in dem Handel vorkommt, es eignet sich aber auch dickes Schweinsleder ganz gut.

Anfangs haben wir die Arbeitsprothesen nur aus Stahlschienen bereitet. Diese haben wir an den Stellen, wo sie dem Körper anliegen, gefüttert und mit weichem Leder überzogen. Das war aber einesteils nicht genug dauerhaft, andernteils war die Herstellung viel umständlicher als die der Lederhülse, so daß wir jetzt auch die Arbeitsbeine mit Lederhülsen herstellen. Das Leder wird, ohne gewalkt zu werden, in dem Zustande, wie wir es aus dem Handel bekommen, nach Bedarf zugeschnitten, in kaltem Wasser erweicht, auf die Gipsform gespannt, daraufgenagelt, auf der Form bei Zimmertemperatur getrocknet, geglättet, die Ränder überall von der Innenseite her abgeschrägt und ein wenig auswärts gebogen, mit den nötigen Riemen und Schnallen versehen und an die Stahlschienen genietet. Das erweichte Leder nimmt die Form des Modelles genau an und behaltet diese in getrocknetem Zustande. Es schmiegt sich auch jenen Konturen des Skelettes genau an, die als Stütze und als Suspensionsflächen dienen. An diesen Stellen dient es zugleich den Stahlpelotten als Unterlage.

Wollte man das Negativ dieser Knochenflächen, die die Last des Körpers, bezüglich jene des Ersatzbeines zu tragen haben, aus Holz nachbilden, so gebe das selbst Holzarbeitern vom Fach ziemlich Mühe und kostete viel Zeit, während die Technik mit dem erweichten Leder, die ich bei meinen sämtlichen orthopädischen Prothesen seit 30 Jahren anwende, von einem jeden intelligenten Arbeiter erlernt werden kann und die wenigste Zeit erfordert.

Die Fütterung.

Ich habe schon vor vielen Jahren die Erfahrung gemacht, daß es sich nicht bewährt, Ersatzglieder ständig zu füttern. Gewöhnlich wird dazu irgend ein weicher Stoff und als Ueberzug dünnes Hirschleder oder Handschuhleder verwendet.

Diese mit der Prothese verbundene Fütterung hindert die nötige Transpiration, saugt den Schweiß an, bekommt bald Schimmelgeruch und hebt auch sehr das Gewicht des Ersatzbeines.

Wir verwenden darum als Fütterung gewöhnlich Trikot. Manche Amputierte ziehen ihre Unterhosen auch diesem vor. Wird diese Fütterung fleißig gewechselt, so entspricht sie den hygienischen An-



forderungen am besten. Einzelne Stellen, die mit druckempfindlichen Teilen in Berührung kommen, werden in der gewohnten Weise ein wenig gepolstert.

Das sind jene allgemeinen Regeln, nach welchen wir unsere Ersatzbeine für Amputierte der unteren Extremitäten verfertigen. Sie kristallisierten sich allmählich aus jenen Erfahrungen heraus, die ich schon vor Ausbruch des Krieges auf diesem Gebiete sammelte, die sich aber während der Bestellung, Anwendung und Beobachtung jener großen Anzahl Ersatzglieder vielfach erweiterten, die unsere Prothesenfabrik seit Anfang des Krieges fertigstellte und an unsere Amputierten abgab.

Die genaue Beschreibung und Abbildung der einzelnen Formen unserer Ersatzbeine wird in dem Handbuch der Prothesen veröffentlicht, welches von dem Deutschen Reichsamte für Arbeiterfürsorge demnächst herausgegeben wird.

XXXIII.

Zum Bau des Kunstbeines.

Von

Sanitätsrat Dr. med. **K. Gaugele,** Zwickau.

Fachärztlicher Beirat für Orthopädie des XIX. Armeekorps.

Mit 9 Abbildungen.

In Nr. 33 der Deutschen med. Wochenschr. 1916 habe ich die „Grundsätze im Bau künstlicher Beine“ veröffentlicht, welche mir auf Grund eigener Erfahrungen in den letzten 11 Jahren, als Besitzer großer orthopädischer Bandagenwerkstätten, maßgebend geworden sind.

Mehrere anerkennende Schreiben von orthopädischen Fachkollegen und auch Bandagisten zeigen mir, daß meine Veröffentlichung durchaus willlkommen war. Ich habe die Arbeit namentlich deswegen veröffentlicht, um unter dem Wuste neuer Vorschläge nicht das alte Gute und Erprobte untergehen zu lassen. Der Krieg verlangt heute von so vielen Aerzten eine Betätigung, welche ihnen vorher fremd war. Gerade für diese Aerzte sollte meine kleine Arbeit ein Anhaltspunkt für den Bau künstlicher Beine sein und sollte sie bewahren vor der Nachahmung zahlreicher, während des Krieges gemachter unpraktischer Vorschläge.

In meiner heutigen kleinen Arbeit habe ich wesentlich Neues nicht zu sagen; ich möchte nur auf einige, in der genannten Arbeit nicht oder nur wenig berührte Fragen noch eingehen und auch einige kleinere technische Neuerungen kurz beschreiben.

I. Die Vermeidung elastischer Elemente.

Von einigen Seiten wurde die Forderung aufgestellt, elastische Elemente möglichst zu vermeiden. Es sind im Laufe der Zeit auch schon Beine konstruiert worden, die dieser Forderung gerecht wurden.

Als Hauptgrund für diese Forderung wird gewöhnlich angegeben, daß die elastischen Materialien zu rasch der Abnützung unterworfen sind; dazu kommt jetzt im Kriege noch, daß guter Gummi sehr schwer zu erhalten ist. Ich teile die Ansicht, daß das Fehlen elastischer Elemente ein Vorzug sei, durchaus nicht. Meines Erachtens wird die Elastizität des natürlichen Beines durch nichts in schönerer Weise am Kunstbein wiedergegeben, als eben durch den Gummi.

Der Gummi der Friedenszeit war so kräftig und in jeder Beziehung die natürlichen Verhältnisse so gut nachahmend, daß ich behaupten möchte, die Vermeidung von Gummi ist geradezu unpraktisch, wenn nicht gar ein Fehler. Wenn manche Konstrukteure den Gummi und die anderen elastischen Mittel ganz verpönen wollen, so müßten sie uns dafür einen Ersatz bringen, der die Vorzüge des Gummis besitzt und anderseits eine Abnützung ausschließen läßt. Ich habe nicht finden können, daß uns bis jetzt etwas Wertvolleres in dieser Beziehung von anderer Seite vorgeschlagen worden ist und sehe vorläufig keinen Grund, von dieser meiner Anschauung, die ich durch viele Jahre ausprobiert habe, abzugehen.

Außerdem hat der Gummi beim Oberschenkelbein noch einen ganz besonderen Vorzug. Ein sehr kräftiger Gummizug bietet uns die einzige Möglichkeit, ein Oberschenkelbein in gebeugter Stellung wenigstens teilweise zu belasten. Man wird einwenden, daß ein derartig starker Gummizug über das Kniegelenk, welcher eine Belastung ermöglicht, dem Knie beim Sitzen die Beugestellung nimmt. Diese tatsächlich vorhandene Unannehmlichkeit kann man umgehen, wenn man den Gummi über dem Knie geschlitzt macht, so daß er bei der Beugung des Knies nach beiden Seiten abweicht (Fig. 6 u. 8). Ein oberhalb des Knies angelegtes Gummiquerband verhütet das vollkommene seitliche Abrutschen.

Endlich hatte der Gummi wenigstens in Friedenszeiten noch eine ganz besondere Annehmlichkeit; er konnte, ohne daß die Berufstätigkeit des Verletzten unterbrochen wurde, in leichtester Weise ersetzt werden. So ließen wir stets die Gummikeile bzw. die Gummibolzen im Fußgelenk durch die Verletzten selbst einsetzen; auch der Ersatz von Gummibändern und -gurten war leicht auszuführen, während bisher alle jene zur Vermeidung des Gummis vorgeschlagenen Konstruktionen, wie z. B. beim Fußgelenk, viel komplizierter sind und bei Reparaturen die Anwesenheit des Beines für mehrere Tage in der Werkstätte verlangen.



Bei dem Mangel des Gummis in der Kriegszeit sind wir jetzt häufig gezwungen, ihn durch Spiralen zu ersetzen; diese wurden ja auch in Friedenszeiten im Fußgelenk teilweise schon angewendet. Manche Patienten hatten sie sogar wegen der größeren Widerstandsfähigkeit lieber als Gummi, namentlich ältere, wenig standfeste Amputierte. Als vollwertigen Ersatz für Gummi möchte ich sie nicht bezeichnen; auch leidet das Holz der Füße doch manchmal darunter, während die Standfestigkeit des Beines durch den Gummi in dem Fußgelenk nicht beeinträchtigt wird. Man braucht nur den vorderen Gummikeil oder Gummibolzen etwas höher zu machen als den hinteren, ferner beim Oberschenkelbein das Kniegelenk genügend weit rückzuverlagern; dann ist die Standfestigkeit vollkommen gewährleistet.

Fig. 1.

Einesteils, um dem Mangel an Gummi zu begegnen, andernteils, um an dem Bein nach außen möglichst jedes Anhängsel zum Verschwinden zu bringen, hat mein Werkmeister in letzter Zeit den Gummi an der Vorderseite des Beines beim Oberschenkelbein durch eine Spirale im Inneren der Unterschenkelhülse ersetzt, wie Fig. 1 u. 2 zeigen. Wenn diese Feder richtig angebracht ist, hat sie außerdem den großen Vorzug, beim Sitzen das Bein nicht nach vorn zu ziehen; sie hält im Gegenteil das Bein in gebeugter Stellung fest, wenn die Ansatzpunkte richtig gewählt sind, so daß die Zugrichtung im Sitzen nicht mehr im Sinne der Streckung, sondern im Sinne der Beugung erfolgt. Wenn man den Aufhängepunkt oben in der Mitte, unten möglichst weit vorn macht, dann erreicht man den toten Punkt (zwischen Streckung und Beugung) bereits bei einem Winkel von ungefähr 60°, so daß ein vollkommen ungezwungenes Sitzen möglich ist. Die Feder wird, um jedes Geräusch zu verhüten, mit Leder umwickelt (Fig. 5).

II. Die Frage des Gewichtes.

Den größten Wert legt der Amputierte selbst auf die Leichtigkeit des Beines. Ich habe in der oben genannten Arbeit darauf hingewiesen, daß diese Frage nicht so einfach zu lösen ist, da man auf die Stabilität der Beine Rücksicht nehmen muß; doch sind wir mehr und



mehr bestrebt, die Beine möglichst leicht zu machen; natürlich ist das Gewicht des Kunstbeines abhängig von der Größe des Amputierten und von seinem Gewicht. Im allgemeinen wird ein Oberschenkelbein, beide Faktoren berücksichtigt, ein Gewicht von 6—9 Pfund haben müssen, einschließlich Aufhängeapparates. Noch leichtere Beine wird man, zumal uns nicht das ganz leichte amerikanische Holz zur Verfügung steht, zurzeit nicht ausführen können, ohne die Stabilität zu gefährden. Selbstverständlich werden auch Fälle vorkommen, wo das Gewicht 9 Pfund übersteigt, wenn es sich um große, schwere und ungeschickte Menschen handelt. Durch geeignete Auswahl des Materials habe ich in letzter Zeit erreicht, das Gewicht unserer Oberschenkelbeine auf 5—7 Pfund zu beschränken.

III. Sitz und Entlastung des Stumpfes (stützfähige Stümpfe).

Das wichtigste am Kunstbein ist der Sitz. Wie ich den Sitz bauen lasse, ist aus den einzelnen Abbildungen zu ersehen. Nirgends wird von ungeschickten Händen mehr gesündigt als am Sitz. Ich verweise im allgemeinen auf meine frühere Arbeit und wiederhole nur, daß die alte Forderung, die am Oberschenkel Amputierten mit dem Sitzknorren aufsitzen zu lassen, heute noch seine ganze Berechtigung hat. Die Polsterung an der Stelle darf nur nicht zu breit und zu dick gemacht werden; auch muß auf die Form der Gesäßbacken Rücksicht genommen werden. Hier kann nur die Erfahrung des Bandagisten volle Erfolge erzielen.

Das so lästige Einwärtsgehen mit dem Kunstbein ist im großen ganzen auch nur eine Folge des falschen Sitzes. Im übrigen kann man durch einen kleinen Kunstgriff in der Regel das Einwärtsgehen des Beines verhüten und zwar dadurch, daß man den Aufhängegurt von der Außenhintenseite des Beines über die entgegengesetzte Schulter auf der Innenvorderseite des Kunstbeines führt. Dadurch wird von ganz allein eine leichte Auswärtsdrehung des Kunstbeines bewirkt.

Auf einen großen Fehler, den man bei Oberschenkelbeinen gar nicht selten sieht, möchte ich hier die Aufmerksamkeit lenken. Man findet gar nicht selten, daß der Oberschenkel nicht in einer festen Hülse steckt, sondern daß die Hülse vorn schnürbar eingerichtet ist; das kann man beim belasteten Gritti selbstverständlich machen, obwohl es nicht nötig ist; bei jedem anderen Oberschenkelstumpf ist es mir ein



Beweis, daß der betreffende Bandagist sich nicht zutraut, eine schön sitzende Stumpfhülse nach Gipsmodell zu bauen. Eine volle Entlastung ist dabei auch gar nicht möglich und die starke Schnürung belästigt den Stumpf in unnötiger Weise. Das Wichtigste aber ist, daß bei stärkerer Schnürung die Seitenschienen aus ihrer Parallelstellung kommen und dadurch die Kniegelenke des Kunstbeines mehr oder weniger sperren! Man vergleiche auch die auf der nächsten Seite erwähnte Forderung von Kölliker und Rosenfeld. Man könnte einwenden, daß durch die Schnürung am Oberschenkel das Kunstbein länger getragen werden kann, ehe eine Umänderung infolge der Abschwellung nötig wird. Dieser anscheinend kleine Vorteil verliert jedoch seine Bedeutung dadurch, daß die Verwundeten jetzt zuerst lange Zeit Uebungsprothesen tragen und infolgedessen die Abschwellung später nicht mehr so enorme Grade zeigt wie früher. Vor allem aber tritt er gegenüber dem Vorteil einer Entlastung vollkommen in den Hintergrund. Die vorn offene bzw. geschnürte Oberschenkelhülse ist ein Verlegenheitsprodukt.

Mit wenigen Worten will ich nochmals auf die direkte Stumpfbelastung bei den sogenannten „tragfähigen“, besser gesagt „stützfähigen Stümpfen“ zurückkommen. Ich weiß, daß es viele Chirurgen, ja selbst noch Orthopäden gibt, welche direkte Belastung nicht nur bei Gritti und Pirogoff fordern. Ich bin überzeugt, daß alle orthopädischen Aerzte, welche selbst seit Jahren künstliche Beine bauen, meine in oben genannter Arbeit ausgesprochene Ansicht teilen, daß wir die Forderung direkter Belastung am besten ein für allemal fallen lassen. Wer glaubt, daß er bei der Belastung nur auf den Knochenstumpf und gar nicht auf die bedeckenden Weichteile, besonders die Haut, Rücksicht zu nehmen braucht, irrt sich und wird diesen Irrtum merken, sobald er anfängt, selbst Beine zu bauen. Uebrigens ist es meines Erachtens auch eine Hintansetzung unseres anatomischen Wissens, wenn wir der Oberschenkelhaut oder gar der empfindsamen Unterschenkelhaut einen dauernden Druck und Belastung zumuten, der sie von Haus aus gar nicht gewachsen sind.

Erfreulicherweise haben auch zwei so anerkannte Orthopäden wie Generalarzt Geheimrat Kölliker und Oberstabsarzt Dr. Rosenfeld, die das große orthopädische Lazarett Metz leiten, hierzu Stellung genommen (Zentralbl. f. Chir. Heft 42, 1916). Sehr richtig bemerken beide, daß beim Gehen das Stumpfende überhaupt nicht in Frage kommt, daß ferner der Gedanke der Notwendigkeit eines stützfähigen

Stumpfes nur durch die mangelhafte Konstruktion der Ersatzglieder entstehen kann. Viel wichtiger ist, wie die beiden Autoren angeben, daß die Prothese derartig gebaut ist und den Stumpf so umfaßt, daß die Muskeln des Stumpfes diesen mit dem Ersatzglied gut und ausgiebig bewegen können. Sie verlangen, daß die Hülse dem Stumpf wie eine Außenhaut anliegt; damit sagen sie nichts anderes, als was ich in meiner Arbeit in der Deutschen med. Wochenschr. verlangt habe. Dort sage ich wörtlich: „Im übrigen muß eben der Schaft überall gut anliegen und der ganze Stumpf als Stütze mitbenutzt werden." An derselben Stelle sage ich vom Unterschenkelbein: „Man muß unbedingt die Kniescheibe mit als Auftrittsstelle verwenden und die Schnürung am Oberschenkel muß die Last mittragen helfen"[1]).

Mit diesen Autoren behaupte ich, daß bei einem guten Kunstbein ein stützfähiges Stumpfende nicht notwendig ist; möchte allerdings nicht so weit gehen wie die Autoren und sagen, daß man auch auf die Stützung am Sitzbeinknorren und am Schienbeinkopf verzichten kann; denn selbst die beste, nach Gipsmodell angepaßte Stumpfhülse wird nach einiger Zeit infolge weiterer Abschwellung nicht mehr so straff anliegen und da ist die Stütze am Sitzbeinknorren auf jeden Fall wertvoll, wenn wir auch durch den bekannten Wollstrumpf das neugewordene Mißverhältnis zwischen Stumpf und Hülse wieder ziemlich ausgleichen können. Ich möchte hier auch noch auf die Erfahrung von Herrn Stabsarzt Dr. Hering, dem Leiter des Reservelazarettes Heimatdank-Chemnitz, hinweisen. Dieses Lazarett besitzt eine große orthopädische Werkstätte, in welcher sich Herr Stabsarzt Hering praktisch mitbetätigt. Er ist mit mir der Ansicht, daß man zwar für gute Stümpfe sorgen muß, daß aber die Beschaffenheit der Knochenstümpfe lange nicht den Wert besitzt, den die Chirurgen ihr beilegen, und daß man die vielen Nachoperationen am Knochen sich sparen kann, wenn man nur versteht, gute Kunstglieder zu bauen.

Um auch hier nicht mißverstanden zu werden, will ich wiederholen, daß ich selbstverständlich auch der Ansicht bin, daß man die osteoplastischen Methoden von Bier unbedingt von vornherein anwenden soll, weil es uns vor Vorbildungen des Knochenstumpfes bewahrt; aber die Operateure sollen nicht verlangen, daß der Orthopäde

[1]) Vgl. auch die trefflichen Ausführungen Dollingers S. 727—728.

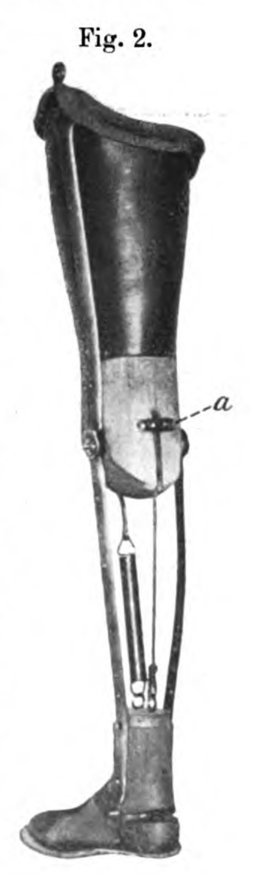


oder Bandagist, ihrem Operationsproblem zuliebe, Beine zur direkten Belastung baut, welche die Quelle ewigen Aergers zwischen Erbauer und Amputierten bleiben. Ein guter Bandagist versteht Beine zu bauen, mit denen selbst der ungünstigste Stumpf gut gehen kann.

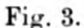
IV. Geräusche des Kunstbeines.

Nichts ist dem Verletzten unangenehmer als die Geräusche, die ihn schon von weitem als Träger eines Kunstbeines kennzeichnen. Die Entstehung der Geräusche hat die verschiedensten Ursachen. Die Geräusche, die auf mangelhafter Konstruktion beruhen, sind natürlich sehr schwer zu beheben; verhältnismäßig leicht dagegen alle übrigen. Im Fußgelenk kann bei Verwendung von Spiraldrahtfedern häufig ein unangenehmes Quietschen entstehen, ebenso im Zehengelenk. Dieses kann man sehr leicht verhüten, indem man in die Spiraldrahtfeder ein mit Oel getränktes Läppchen einfügt. Sehr häufig hört man ein unangenehmes Kreischen, wenn Leder an Leder reibt, wie dies auf der Vorderseite des Kniegelenkes beim Oberschenkelbein der Fall sein kann. Hier braucht man nur den einen Teil des Leders mit Seife einzureiben, um das Geräusch sofort zum Verschwinden zu bringen. Viel schwieriger zu beheben ist das Geräusch des Anschlagens der Scharniere, welches am Oberschenkelbein beim Uebergang von der Beugestellung in die Streckstellung, das heißt unmittelbar vor dem Aufsetzen des Kunstbeines auf dem Erdboden entsteht. Dieses Geräusch ist namentlich dann besonders stark, wenn die Verletzten mit Streckgummizug auf der Vorderseite gehen. Es ist uns gelungen, das Geräusch jetzt vollkommen zum Verschwinden zu bringen, und zwar durch verschiedenartige Maßnahmen. Fig. 2 zeigt die erste. Wir sehen nach Entfernung des Unterschenkelschaftes auf der Vorderseite die oben beschriebene Spiralfeder, welche die Streckung des Beines an Stelle des Gummizuges übernimmt, auf der Rückseite eine Darmseite, welche genau so eingestellt sein muß, daß sie einen vollkommenen Ausgleich der Streckung verhütet, besser gesagt der Ueberstreckung; denn bei dem

Fig. 2.



rückverlagerten Gelenk müssen wir, um die Standfestigkeit zu erhöhen und den Zweck der Rückverlagerung nicht illusorisch zu machen, eine leichte Ueberstreckung im Gelenk bekanntlich erzielen. Diese Ueberstreckung darf durch die Darmsaite natürlich nicht aufgehoben werden. Ein kleines Klaffen des Gelenkspaltes muß aber übrig bleiben, um das Anschlagen zu verhüten. Wir haben dann dem Verletzten aufgetragen, sobald die Darmsaite sich gedehnt hat und das Anschlagen wieder auftritt, die Darmsaite etwas zu verkürzen, was durch die unter *a* zu sehende Schraubenfeststellung leicht geschehen kann. Beim unbekleideten Patienten hört man hierbei manchmal noch ein leichtes Geräusch, welches durch die Darmsaite, nicht aber durch das Anschlagen der Gelenke hervorgebracht wird. Dieses Geräusch wird auch beim unbekleideten Patienten um so kleiner und weniger hörbar, je kürzer man die Darmsaite nimmt. Wir sind daher in neuester Zeit dazu übergegangen, an Stelle der schwer durch eine Schraube zu fixierenden Darmsaite einen breiten, aber kurzen Gurt zu nehmen, welcher am oberen hinteren Rand des Unterschenkelschaftes ansetzt und an dem nächstgelegenen hinteren Teil des Oberschenkelschaftes befestigt wird, wie Fig. 3 zeigt.


Fig. 3.



In den letzten Monaten haben wir noch eine viel einfachere Möglichkeit gefunden, das Geräusch in Wegfall zu bringen; besonders kommt diese bei dem Holzknie in Frage, d. h. dann, wenn die Rundung des Knies aus Holz gearbeitet ist. Auf dem hinteren untersten Rand der Kniewölbung wird ein Stück Bockfilz angebracht; der hintere obere Rand der Unterschenkelhülse wird so hoch gearbeitet, daß die Knierundung in leichter Ueberstreckstellung an diesen anschlägt; zugleich wird dieser obere hintere Rand des Unterschenkelschaftes durch eine leichte Metallfeder verstärkt; nun schlägt, sobald vollkommene Streckung eingetreten ist, der Filz auf den oberen hinteren Rand der Unterschenkelhülse an, ohne daß das geringste Geräusch entsteht.

V. Tragapparat.

Seinem Namen gemäß hat er den Zweck, das Bein mittragen zu helfen. Man wird ihn daher dort um so einfacher gestalten können, wo das Bein durch den Stumpf selber getragen wird, d. h. beim Unterschenkelbein. Hier trägt in der Tat zumal bei einem langen Unter-

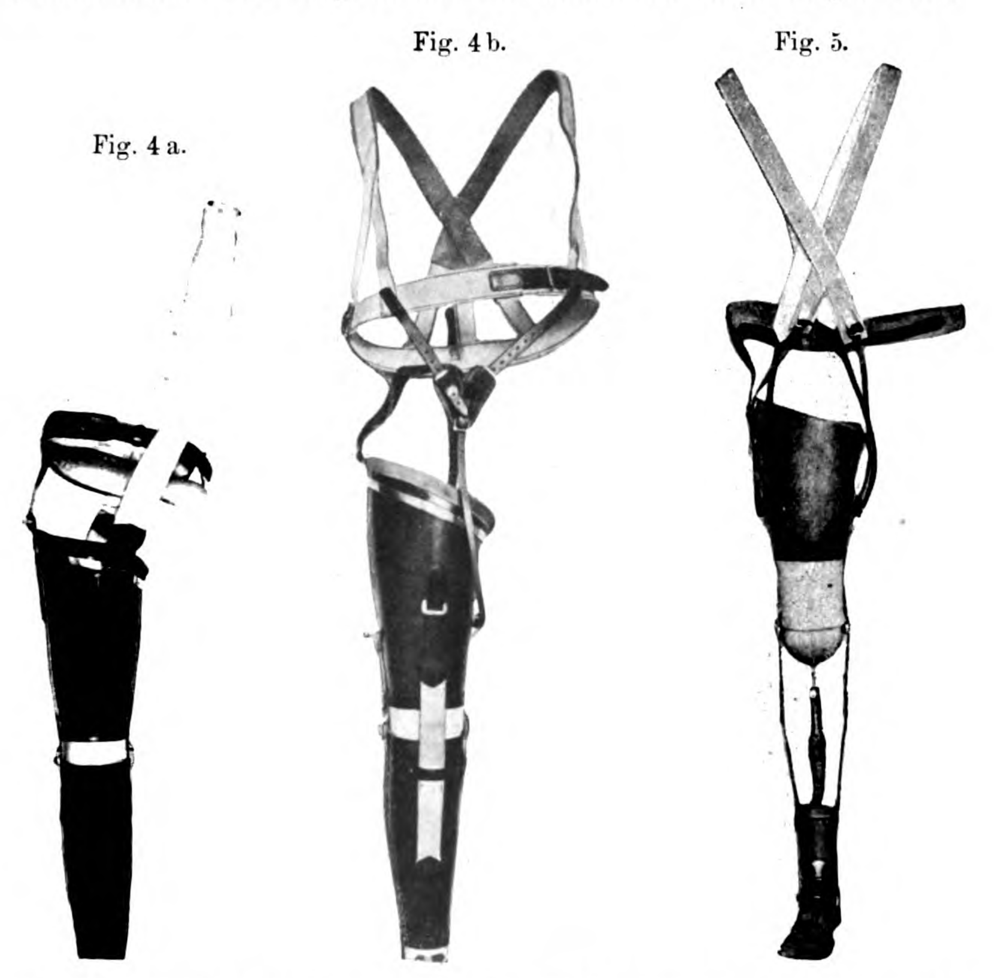


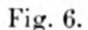
Fig. 4 a. Fig. 4 b. Fig. 5.

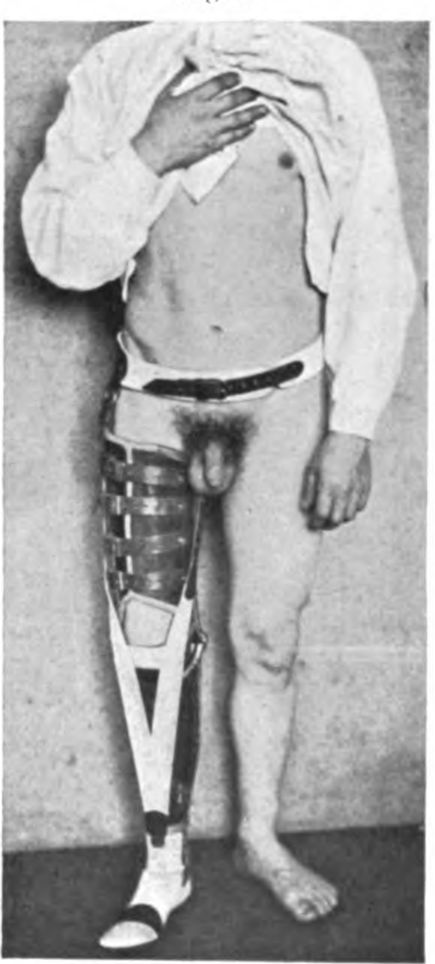
schenkelstumpf der Oberschenkel im großen ganzen das Bein, so daß man auf den Beckengürtel und einen Traggurt über die Schulter in den meisten Fällen verzichten kann.

Man hat zu unterscheiden zwischen dem Beckengürtel und dem Schultergurt. Der Beckengürtel kann aus einfachem Gurt (Fig. 6 u. 7) bestehen oder durch einen inliegenden Stahlbügel verstärkt sein (Fig. 4 a), in diesem Falle wird er durch ein Verbindungsstück aus Stahl mit Scharniergelenk mit dem Kunstbein verbunden. Ich will ihre Anwendung kurz beschreiben.

1. Bei dem langen Unterschenkelstumpf kann man, wie eben angegeben, auf jede Tragvorrichtung, wenigstens bei geschickten Menschen, in manchen Fällen ganz verzichten.

2. Beim kurzen Unterschenkelstumpf, auch bei Gritti, genügt entweder ein einfacher Beckengürtel ohne Stahlteile (Fig. 6 u. 7) oder an Stelle dieses ein einfacher Traggurt über die Schulter der gesunden Seite (Fig. 4a).


Fig. 6.



3. Beim Oberschenkelbein sind je nach der Geschicklichkeit des Verletzten und Größe des Stumpfes folgende Möglichkeiten vorhanden:

a) Die Verbindung des durch ein Scharniergelenk mit dem Bein verbundenen Stahlbeckengürtels (Fig. 4a). Das Verbindungsstück zwischen Gürtel und Bein kann auf Wunsch ein Abduktionsgelenk tragen. Doch warne ich nochmals vor dem letzteren bei kurzen Stümpfen.

b) Zweckmäßig ist namentlich für ältere Patienten die Zugabe eines einfachen Gurtes, welcher über die gesunde Schulter läuft und durch ein eingesetztes Stück Gummi elastisch ist (Fig. 4a).

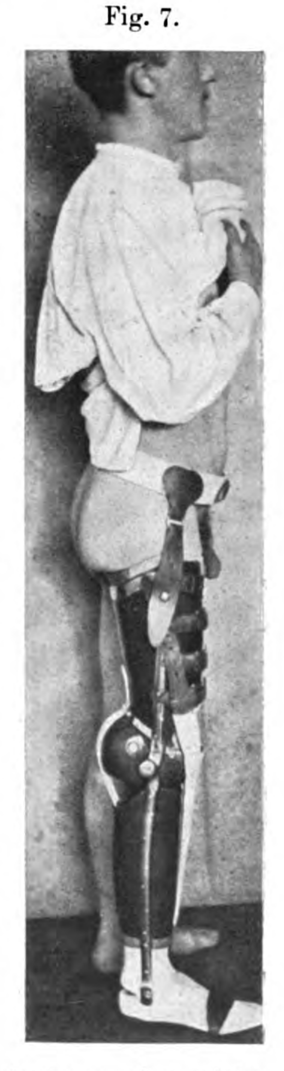
c) Manche Patienten ertragen den Beckengürtel wegen des Druckes auf den Leib nicht; in solchen Fällen ist die Marksche Bandage zu empfehlen, die der auf Fig. 4b ungefähr entspricht.

d) Eine Vereinfachung dieses Aufhängeapparates stellt Fig. 5 dar, wobei sowohl an der Außen- sowie an der Innenseite Rollen angebracht sind; in diesem Falle empfiehlt es sich allerdings, einen einfachen Gurt aus Leder mit zu verwenden, doch ist dies nicht unbedingt nötig.

VI. Amputation direkt unterhalb des Kniegelenkes.

Die Erfahrung hat mir gezeigt, daß manche Bandagisten bei Amputation kurz unter dem Knie nicht recht wissen, was sie anfangen sollen. Am einfachsten ist die Lösung, wenn der Stumpf in gebeugtem Zustande und rechtwinklig versteift ist. Fig. 6 u. 7 zeigen dieses Bein. Man läßt den Verletzten mit gebeugtem Knie auftreten, wie dies früher bei Stelzen der Fall war. Die Oberschenkel müssen vorn schnürbar sein, weil sonst der Verletzte mit dem Stumpf nicht in das Kunstbein hineinkommt. Viel komplizierter erscheint es, wenn die Versteifung in gerader Stellung erfolgt ist. Ich sah neulich in einem solchen Falle ein ganz unglückliches Bein. Der Erbauer des Beines versuchte ein normales Unterschenkelbein zu bauen, indem er den Kondylen entsprechend sein Scharniergelenk anbrachte, während der kurze Unterschenkelschaft von einer Hülse noch gefaßt wurde; infolgedessen mußte der Patient das Bein immer gerade hinausstrecken, wodurch er in äußerst unglückliche Situationen gelangte. In einem solchen Falle gibt es einen sehr bequemen Ausweg; man baut ein Oberschenkelbein mit Stütze am Sitzknorren, bettet das untere Ende des Stumpfes in eine Kapsel ein, ähnlich wie beim Pirogoff, und verlegt das Gelenk an das untere Ende des Stumpfes, bzw. zu beiden Seiten dieser Kapsel, so daß der Verletzte imstande ist, sein Bein wie ein normaler Mensch zu beugen und zu strecken. Das Gelenk liegt also ungefähr 8 cm tiefer als normal (Fig. 8).

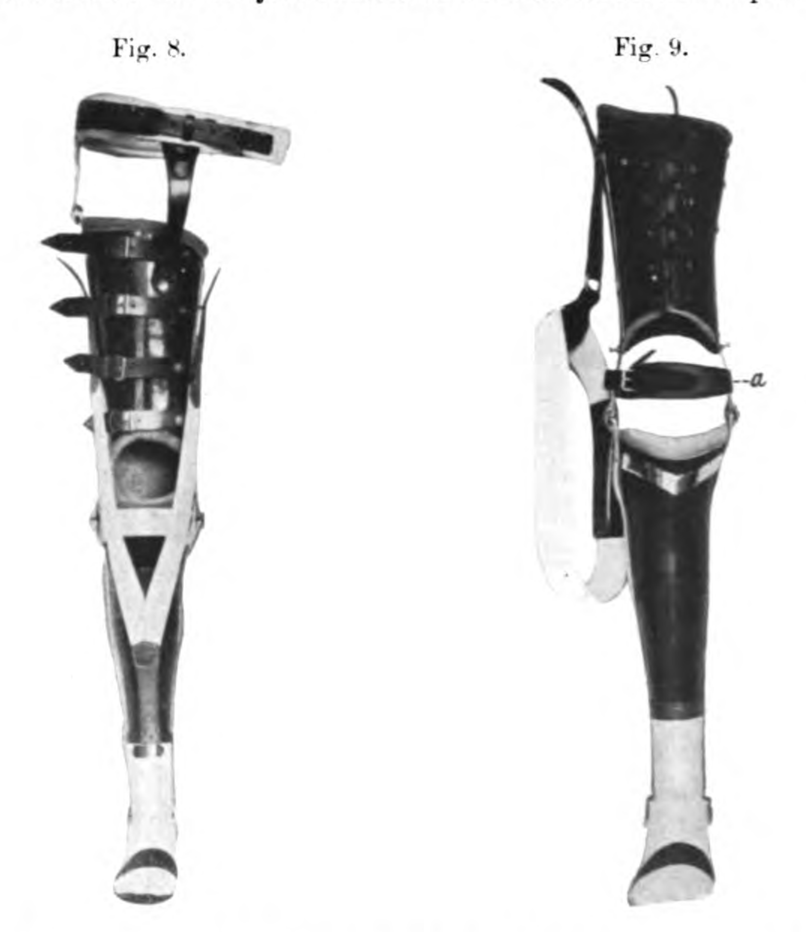
Fig. 7.



Ist der kurze Stumpf beweglich, so ist der einfachere, aber nicht der beste Weg, den Amputierten mit gebeugtem Knie auftreten zu lassen. Patient ist dann kaum besser daran, als ein am Oberschenkel Amputierter. Ich habe deswegen immer darauf gesehen, auch die kleinsten Stümpfe auszunützen. In zwei Fällen (beide Amputierte waren Offiziere) erreichten wir auf folgende Weise ein sehr schönes Resultat. Die Unterschenkelhülse wird hinten sehr hoch gemacht,

am obersten Ende eventuell aus weichem Leder. Damit das untere Ende hinten nicht aus dem Leder herausrutscht, braucht man nur auf der Vorderseite, oberhalb des Knies, durch einen kleinen Ledergurt (a) den Oberschenkel mäßig stark nach hinten zu drücken (Fig. 9). Ein Herausrutschen des Stumpfes wird dadurch unmöglich gemacht und der Gang ist ebenso wie bei jedem anderen am Unterschenkel Amputierten.

Fig. 8. Fig. 9.



VII. Was kann man von einem Kunstbein verlangen?

Es ist sehr berechtigt, diese Frage zu stellen, denn von Aerzten wie Patienten werden sehr häufig an das Kunstglied Anforderungen gestellt, die man eben füglicherweise nicht stellen kann.

Hauptsächlich der Patient will manchmal mit seinem Kunstbein Dinge anstellen können, die er selbst mit seinem normalen Bein nicht verrichten konnte. Für den Begutachter ist es unbedingt nötig, daß er weiß, was man von einem Bein verlangen kann, weil er oft über das Berechtigtsein der Ansprüche von Verletzten wird entscheiden müssen.

Im allgemeinen gesagt wollen und können wir von einem Kunstbein verlangen, daß es nicht nur den Schaden nach außen verdeckt, sondern daß der Amputierte mit dem Kunstbein gut, andauernd und verhältnismäßig schön gehen kann. Bei einem jugendlichen am Unterschenkel Amputierten möchte man sogar fordern, daß man dem Gange nichts oder so gut wie nichts mehr anmerkt[1]). Beim Oberschenkel wollen wir uns zufrieden geben, wenn der Verletzte gut und ausdauernd gehen kann; auch hier wird es manche geschickte Menschen geben, die beim Gehen durchaus den Eindruck des Schöngehens machen. Der Gang wird aber um so weniger schön sein, je höher die Amputationsstelle liegt, je älter und schwerfälliger der Amputierte selber ist.

Daß auch in ärztlichen und technischen Kreisen offenbar nicht immer genau bekannt ist, was man von einem Kunstbein verlangen kann, mußte ich vor kurzem aus einem Gutachten erkennen, das von einer bekannten Stelle über ein Oberschenkelkunstbein abgegeben worden ist. In dem fraglichen Gutachten war unter anderem gerügt, daß der Amputierte mit dem betreffenden Kunstbein beim Treppenauf- und -absteigen das Bein als Stelze benützt; dabei handelte es sich um einen kurzen Oberschenkelstumpf von 13—15 cm Länge. Ich denke, daß wir sehr zufrieden sein können, wenn ein Verletzter mit so kurzem Oberschenkelstumpf die Treppen ohne Stock auf- und absteigen kann, ohne sich anzuhalten. Der Versuch des Kniebeugens beim Treppenabsteigen wäre wahrscheinlich ein sehr gefährliches Experiment, zu dem ich erst raten möchte. wenn mir der Beweis dafür gebracht wird, daß es möglich ist. In dem Gutachten war ferner angegeben, daß der Amputierte das Suchen einer Auftrittsstelle nicht mit dem Fuß ausführe, sondern mit dem ganzen Bein; darüber muß man doch immerhin seiner Verwunderung Ausdruck geben. Ein Kunstbein zu finden, bei dem der leblose Fuß des Kunstbeines selbsttätig die Auftrittsstelle suchen kann, dürfte ein Triumph sein, den unsere Technik doch nicht erleben dürfte. Es scheint, daß bei dem Gutachten der Techniker nicht genügend vom Arzt beraten war.

[1]) Die neunjährige Tochter eines Kollegen fährt mit einem Kunstbein aus meiner Werkstätte Schlittschuh und nimmt am Turnunterricht teil.



XXXIV.

Aus dem Reservelazarett (orthopädisches Lazarett) Karlschule in Freiburg i. B.

Weitere Erfahrungen und Fortschritte auf dem Gebiete des Baues von Ersatzgliedern für die unteren Gliedmaßen.

Von

Prof. Dr. **A. Ritschl,**

Oberstabsarzt und fachärztlicher Beirat für orthopäd. Chirurgie beim Sanitätsamt des stellvertr. XIV. Armeekorps.

Mit 17 Abbildungen nach Originalen des Verfassers und 2 photographischen Aufnahmen.

Fortschritte auf dem Gebiete des Ersatzgliedbaues sind entweder nach der technischen oder nach der mechanischen Seite möglich. Den mechanischen Gesetzen bis in alle Einzelheiten nachzuspüren, jeder Gehstörung, jedem Verschleiß des Materials in bezug auf ihre Ursachen nachzugehen, wird schließlich dahin führen, daß die Ersatzgliedfrage bis in alle Einzelheiten hinein gelöst sein wird. Ein wunder Punkt aber wird dauernd aus der Mehrzahl der Ersatzglieder Stückwerk werden lassen; das ist das Befestigen am Körper. Ehe wir nicht imstande sein werden, die künstlichen Glieder in allen Fällen, d. h. auch bei kurzen Stümpfen, fest und sicher mit den Gliedknochen zu verbinden, solange wir darauf angewiesen sind, den Halt nicht an den Knochen, sondern an den sie umgebenden und gegen sie verschieblichen Weichteilen zu suchen, werden und müssen die Ergebnisse vielfach unvollkommen bleiben. Ob es aber je gelingen kann, auf chirurgischem Wege einen Fremdkörper, an dem das Ersatzglied mit befestigt werden könnte, in den Gliedknochen derart einzuheilen, daß er über die Körperoberfläche hinaus eine Verlängerung dieses Knochens darstellt, ist voraussichtlich für alle Zeiten zu bezweifeln. Wir können wohl einen Fremdkörper

in den Körper einheilen, wenn er rings von lebendem Gewebe umgeben ist, ragt er aber aus dem Lebenden hervor, so kann er leider sich niemals mit dem Körper dauernd verbinden.

Das reiche Material der Kriegspraxis nach den eingangs bezeichneten Richtungen auszunutzen, ist heute das Bestreben vieler. Die Kriegsliteratur und die Ausstellungen in Charlottenburg und Köln legten beredtes Zeugnis davon ab, wie von den ersten Kriegsmonaten an auf diesem Gebiete nachgedacht und ausprobiert worden ist.

Es ist sicherlich von Wert, in dieser schnell schreitenden Zeit ab und zu sich einmal wieder über die gemachten Erfahrungen und Fortschritte Rechnung abzulegen und das wissenschaftlich zu verwerten, was die Praxis gebracht hat.

Für die nachfolgenden Blätter diente das reiche Material an Beinamputierten des Freiburger orthopädischen Reservelazaretts Karlschule und die Versorgung mit Ersatzgliedern, die den Amputierten teils auswärts, teils in der Werkstätte des Lazaretts zuteil wurde, als Unterlage.

Wie bisher, so hat uns beim Herstellen von Ersatzgliedern aller Art zur obersten Richtschnur gedient, bei größter Widerstandsfähigkeit wohlfeile und möglichst leichte Gegenstände zu schaffen.

Für die Stumpfbecher haben wir Zelluloidtrikot als hauptsächlichsten Herstellungsstoff beibehalten, da es sich nach jeder Richtung trefflichst bewährt hat. Entzündungen lassen sich verhüten dadurch, daß man die Oberfläche der Hülsen mit Wasserglas überzieht. Um es mit dem Zelluloidkern in sichere Verbindung zu bringen, läßt man die äußerste Trikotlage zu ihrer Befestigung nur einmal mit Zelluloidbrei bestreichen. Die nach dem Eintrocknen noch größtenteils offenen Maschen des Trikotstoffes nehmen dann das aufgetragene Wasserglas so auf, daß die Wasserglasschicht in den kleinen Hohlräumen des Trikotstoffes sicher verankert liegt. Um den fertigen Hülsen eine gefällige, lederfarbene Außenfläche zu geben, werden sie noch mit brauner Lackfarbe überzogen. Da diese jedoch auf der glatten Wasserglasschicht nicht ohne weiteres haftet, so überziehen wir die Hülse nochmals mit Trikotschlauch und streichen diesen einmal mit Zelluloidbrei an, worauf er sich stark zusammenzieht und innig an den Wasserglasmantel anlegt. Die so geschaffene rauhe Oberfläche bietet der nun aufgetragenen Lackfarbe einen sicheren Untergrund.

Die Stumpfhülsen werden nach Bedürfnis zum Schnüren eingerichtet, dieses besonders, wenn es sich um lange Ober- oder Unter-

schenkelstümpfe handelt. Zu diesem Zweck wird aus dem vorderen Abschnitt der Hülse ein rechteckiges Fenster herausgeschnitten, und an dessen seitlichen Rändern türflügelartig gestaltete Schnürpatten aus Leder befestigt.

Mit einer solchen den Stumpf umschließenden und bis zum Knie hinaufreichenden Schnürhülse versorgen wir alle Pirogoff- und Chopartstümpfe. An ihr unteres Ende wird ein Filzfuß befestigt. Holzfüße sind unseren Erfahrungen nach den besonders hohen Anforderungen, die bei diesen langen Unterschenkelstümpfen an sie gestellt werden, nicht gewachsen. Denn die zunehmenden Druck-

Fig. 1.

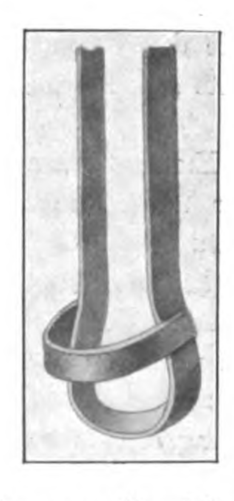


Fig. 2.



wirkungen, die sich bei gesteigerten Graden von Knie-Hüftbeugen in belastetem Zustande an den vorderen Umgrenzungen des in den Fußbereich fallenden Hülsenabschnittes einstellen, ist nur widerstandfähigstes Material auf die Dauer gewachsen. So stellte sich auch das Bedürfnis heraus, den Hülsenrand unterhalb des langen vorderen Fensters mit einem queren Metallbügel zu versehen, der mit einer langen, die Hülse an der äußeren und inneren Seite verstärkenden und sie an der Sohlenseite umgreifenden Schiene fest verlötet ist (Fig. 1 u. 2).

Auch bei Chopart hülsen empfiehlt es sich zum Schutz einen solchen Bügel anzubringen. Wir lassen hier jedoch die seitlichen Verstärkungsschienen in der Höhe dieses Bügels enden, ohne sie um die Sohlenseite herumzuführen, einmal weil an der vorderen Hülsenseite, da noch ein Teil des Fußes erhalten ist, kein solch starker Druck wie

bei *Pirogoff*stümpfen zustande kommen kann, ferner auch die Sohle durch den Sohlenbügel in unliebsamer Weise erhöht werden würde.

Bei den *Ersatzgliedern für Oberschenkelamputierte* haben wir an unserem Grundsatz, den tragenden Teil ins Innere der Vorrichtung zu verlegen, festgehalten. Die Körperlast ruht größtenteils auf einem Holzgerüst, welches, bei den Kunstbeinen mit

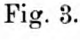
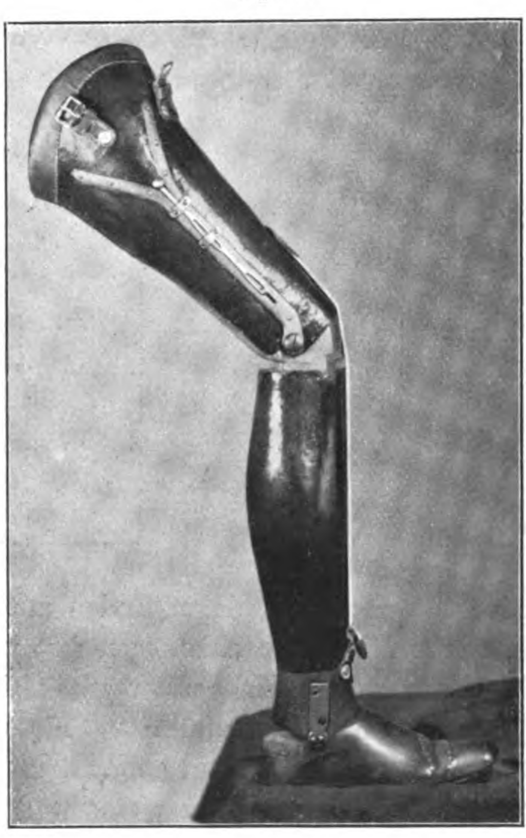


Fig. 3.



einer glänzenden, lederfarbigen Zelluloid-Wasserglashülse umgeben, die Körperformen zu gefälligem Ausdruck bringt (Fig. 3). Dadurch beschränken wir das Verwenden lastender Metallschienen auf das äußerste Maß und erzielen verhältnismäßig leichte Ersatzvorrichtungen, ein Umstand, der, worauf ich auch an dieser Stelle noch einmal nachdrücklichst hinweisen möchte, gerade für Oberschenkelamputierte von größter Bedeutung ist.

Die Vorschrift des Kriegsministeriums, jedes, auch das einfachere Ersatzglied mit einem Kniescharnier auszustatten, sind wir gewissen-

haft nachgekommen. Nach mancherlei Versuchen sind wir zu einer Form gelangt[1]), die bei größter Haltbarkeit den Vorteil darbietet, daß sie für Erwachsene, um die es sich in der Kriegspraxis ja allein handelt, stets in ein und derselben Größe verwendet werden kann. Es steht daher dem nichts im Wege, unser Kniegelenk fabrikmäßig herzustellen. Es kann dann in jedes Ersatzglied eingebaut werden, wenn nur gewisse, die Oberschenkelhülse betreffende Vorbedingungen (siehe unten) erfüllt sind.

Das „Freiburger Kniescharnier" besteht im wesentlichen aus einem mit der Unterschenkelstange verbundenen Hartholzkopf. In einem quer verlaufenden, zylindrischen Bohrloch steckt

Fig. 4.



Fig. 5.



eine kräftige, hohle Metallspindel, deren Enden mit zwei seitlich an der Oberschenkelhülse befestigten Stahlstangen fest verbunden sind.

Die endgültige Form des Holzkopfes ergibt sich aus den Fig. 4 u. 5, sein Verhältnis zur Oberschenkelhülse aus Fig. 6.

Was die Herstellung anbelangt, so ging unser Bestreben dahin, den Kopf nach Schablone auf der Drehbank herstellen zu lassen. Zunächst wird durch Aufeinanderleimen von drei Buchenholzbrettern, deren Form Fig. 7 wiedergibt, ein zum Abdrehen geeignetes Werkstück geschaffen. Um dessen Festigkeit zu erhöhen, ist darauf zu sehen, daß während die Holzfasern des langen Mittelstückes längs-, die der beiden aufgeleimten kürzeren Backen entgegengesetzt schräg verlaufen.

---

[1]) Durch das Ausgestalten dieses Kniescharniers wie durch mancherlei technische Verbesserungen unserer Ersatzglieder anderer Art hat sich der Vorarbeiter unserer Werkstatt, der Unteroffizier und Techniker **Käßner**, den ich schon in früheren Arbeiten wiederholt lobend erwähnen konnte, besondere Verdienste erworben.

Das gut getrocknete Werkstück wird nun entsprechend seiner mittleren Längsachse auf der Drehbank eingestellt und ein gleichmäßig gerundeter Kopf abgedreht (Fig. 8 — natürliche Größe — äußere, zum Teil punktierte Umgrenzungslinie). Alsdann werden durch Abhobeln eine nach hinten gerichtete und zwei seitliche gerade Flächen gebildet (siehe auch Fig. 4 u. 5) und der Mittelpunkt des zylindrischen,

Fig. 6.

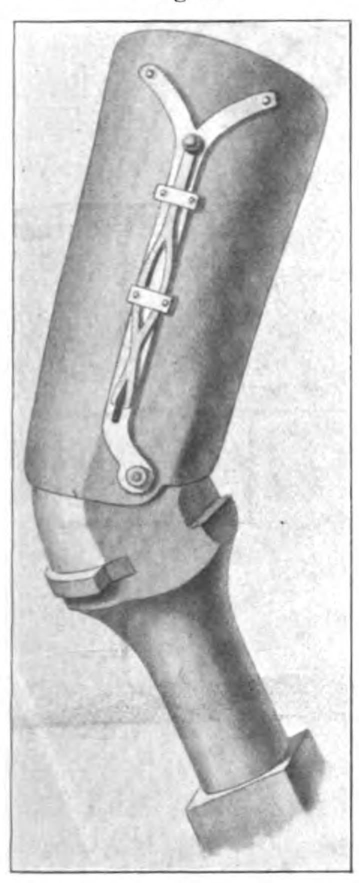
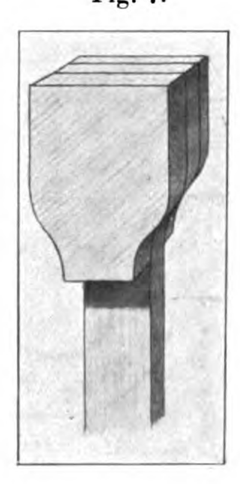


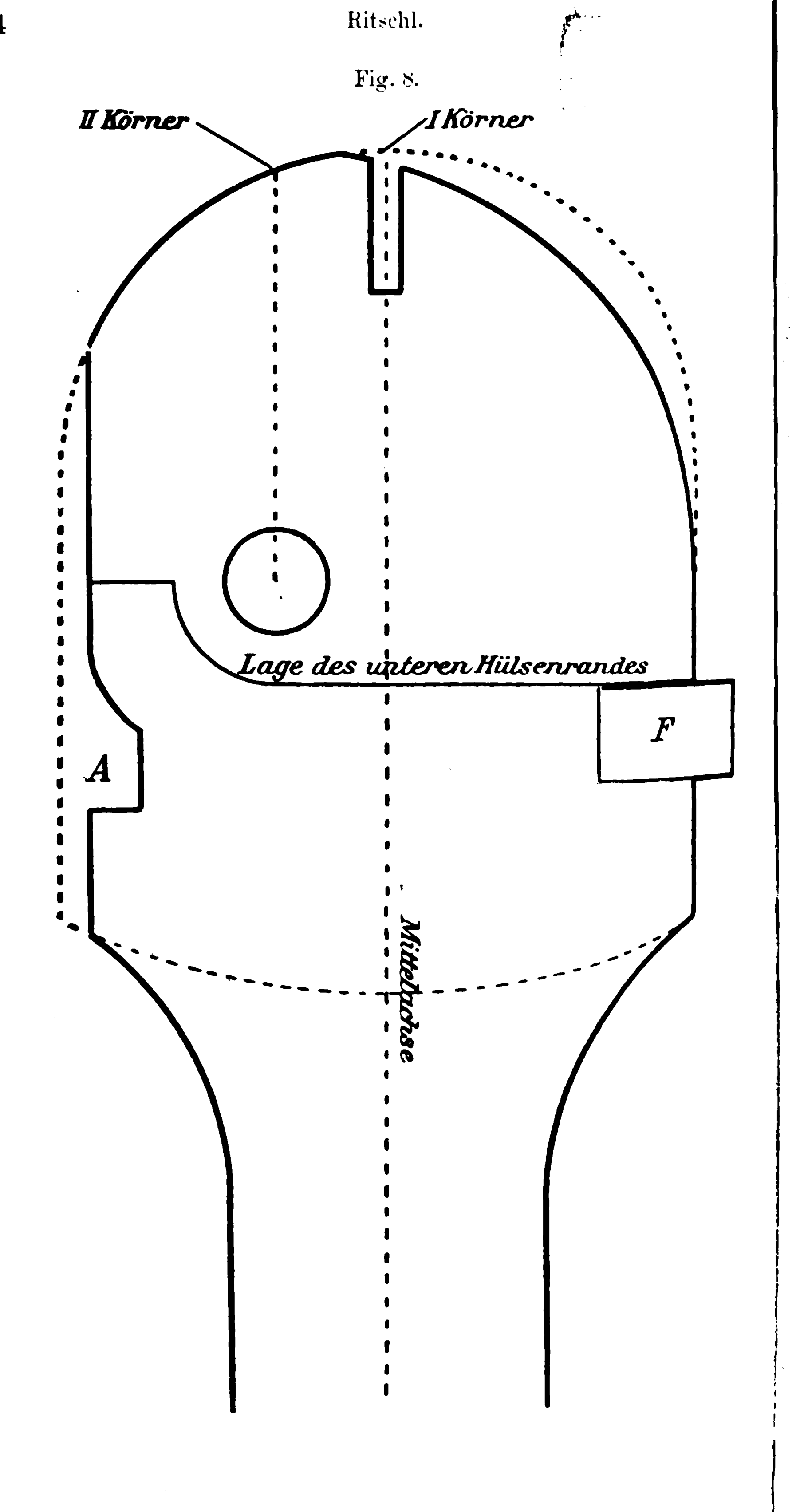
Fig. 7.



14 mm im Durchmesser betragenden Bohrloches zur Aufnahme der Scharnierspindel beiderseits festgelegt. Maßgebend für seine Lage ist, daß es, soweit solches mit der Festigkeit des Holzes vereinbar ist, nach hinten angebracht wird; im übrigen durchbohrt es den Kopf in etwa mittlerer Höhe.

Um ein ungehindertes Gleiten der Oberschenkelhülse über dem Kopf zu ermöglichen, muß der so weit vorbereitete Holzkopf nochmals auf die Drehbank, doch wird der Körner am Kopf jetzt nicht wieder am oberen Pol in der Mittelachse eingestellt, sondern im Scheitelpunkt einer Ebene, die durch die Seelenachse des Bohrloches parallel zu einer die mittlere Längsachse in querer Richtung schneidenden Ebene gelegt ist. Es kommt nun beim Abdrehen darauf an, dem vorderen oberen Quadranten des Kopfes eine kreisförmige Wölbung zu geben, die dem von der Oberschenkelhülse bei ihren Bewegungen um die Scharnierachse beschriebenen Kreisbogen entspricht. Beim Abdrehen muß demnach darauf geachtet werden, daß im Profil

Fig. 8.

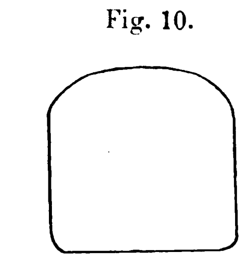

II Körner
I Körner
Lage des unteren Hülsenrandes
F
A
Mittelachse

gesehen die vordere Begrenzung des vorderen oberen Quadranten eine Kreislinie darstellt, deren Halbmesser gleich der Entfernung zwischen dem Körnerpunkt *I* und der Mitte der Seelenachse des Bohrloches ist.

Der zur Aufnahme eines derben Filzstücks bestimmte Ausschnitt *F* an der vorderen Seite des Kopfes wird schon beim ersten Abdrehen angelegt. Das Filzstück soll die Streckung des Kniescharniers etwas jenseits des gestreckten Winkels hemmen, indem es sich der vorderen unteren Kante der Oberschenkelhülse entgegenstellt; der an der hinteren Seite des Kopfstückes befindliche, in seiner oberen Begrenzung abgerundete Ausschnitt *A* läßt bei der Beugung den hinteren unteren Rand der Oberschenkelhülse eingreifen und dient dazu, die Beugebewegung über den rechten Winkel zu erweitern. Zur Not kann dieser Ausschnitt

Fig. 9.

Fig. 10.



entbehrt werden, da es im allgemeinen genügt, wenn der Oberschenkelamputierte sein künstliches Bein bis zum rechten Winkel beugen kann.

Zum Aufnehmen der Feststellvorrichtung dient der Spalt *E* am oberen Kopfteil.

Die Vorrichtung, die quer gestellt im Innern der Hülse angebracht wird, stellt ein kräftiges, stumpfes Fallmesser dar, dessen inneres Ende mit dem Schieber (Fig. 6), deren äußeres mit der nach dem Hülseninnern gerichteten Fläche der Außenschiene durch Scharnier verbunden ist.

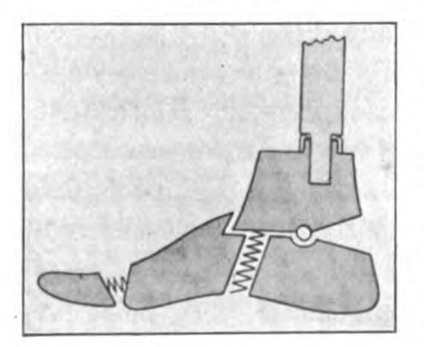
Der unterste Abschnitt der Oberschenkelhülse muß beim Benützen unseres Kniegelenkkopfes stets eine diesem entsprechende Form haben. Zu diesem Zweck wird das Modell des Stumpfes nach abwärts durch einen Gipsansatz in erforderlichem Maße verlängert, der in seinen unteren Abschnitten den räumlichen Verhältnissen des Kniegelenkkopfes genau entspricht. Die Form dieses Ansatzes ist in Fig. 9 wiedergegeben. Eine Blechschablone (Fig. 10), die die untere Fläche des Modells wiedergibt, ermöglicht leicht, ein neues Modell herzustellen. Doch kann man ein vorhandenes gut mehrere Male benutzen. Durch

Blechstreifen, die man mit eingipst, läßt es sich leicht mit dem Stumpfmodell in sichere Verbindung bringen. Der Modellierende hat dafür zu sorgen, daß der weichgekantete untere Abschnitt allmählich in die gerundete Form des Oberschenkels übergeht.

Mit der beschriebenen Art eines Kniescharniers sind wir sehr zufrieden. Von etwa 25 künstlichen Beinen, die wir damit ausstatten ließen, ist noch keines einer Ausbesserung bedürftig gewesen. Da die Spindel in einem Hartholzkanal von ziemlicher Länge verläuft, so ist eine Abnutzung, wie sie bei einfachen Metallscharnieren so leicht vorkommt, so gut wie gänzlich ausgeschlossen. Die seitlichen, nach oben gabelförmig endenden Schienen brauchen, da sie nur dazu dienen, die Scharnierspindel mit der Oberschenkelhülse in sichere Verbindung zu bringen, keineswegs besonders kräftig zu sein. Das Gewicht des Ersatzgliedes wird durch sie daher nicht wesentlich erhöht. Der im Unterschenkelabschnitt verlaufende Hartholzstock aber gewährleistet bei geringem Gewicht einen auch höchsten Anforderungen gegenüber genügenden Halt. Das Gewicht dieser Art von Oberschenkelersatzgliedern bewegt sich gewöhnlich noch mehrere 100 g unter 3 kg.

Das zylindrisch abgedrehte untere Ende des Unterschenkelstockes wird in das Verbindungsstück zwischen Unterschenkel und Fuß eingeleimt. Bei den hohen Anforderungen, die statisch an das Verbindungsstück gestellt werden, empfiehlt es sich, den Halt an der Verbindungsstelle zu erhöhen. An der oberen Begrenzung des zur Aufnahme des Unterschenkelstockes dienenden Bohrloches im Verbindungsstück lassen wir deshalb beim Abdrehen einen zylindrischen Zapfen stehen, der noch mit einem kräftigen Metallring umgeben wird (Fig. 11). Diese besondere Sicherung kam auch deshalb in Betracht, weil wir das untere Ende des Unterschenkelstockes nicht mehr in die Mitte des Verbindungsstückes einlassen, sondern exzentrisch in seinen hinteren Abschnitt.

Fig. 11.



Diese exzentrische Anordnung hat verschiedene Vorteile. Einmal rückt dadurch die quere Kniescharnierachse noch ein entsprechendes Stück nach hinten, sodann aber in gleichem Maße die Achse des Sprung-

gelenkscharniers nach vorne[1]). Die Sicherheit beim Gebrauch des Ersatzbeines für den Amputierten nimmt somit zu. Ferner vermindern sich die statischen Anforderungen an das Fußscharnier[2]), wenn die Verlängerung der Unterschenkelachse hinter die Achse dieses Scharniers fällt.

An das Fußscharnier werden im allgemeinen um so höhere Anforderungen gestellt, je spitzer der Winkel ist, unter dem die Längsachse von Fuß und Unterschenkel zusammenstoßen (Fig. 12). Wir lassen auch aus diesem Grunde die Kunstfüße so herstellen, daß die Beugung rückwärts schon bei einem Winkel von 90° gehemmt wird. Dieses besonders bei Unterschenkelamputierten, weil sie imstande sind, das Kniegelenk aktiv gebeugt einzustellen und damit der Unterschenkelachse eine nach vorne geneigte Lage anzuweisen. Bei Oberschenkelamputierten, die das Kniescharnier ihres Ersatzgliedes, solange es belastet ist, niemals in Beugung feststellen können, fallen diese Umstände hinweg. Deshalb geben wir den Füßen für Oberschenkelersatzbeine im Sinne der Streckung rückenwärts noch einen gewissen Spielraum über den rechten Winkel, doch nicht viel mehr als 15—20°. Außerdem verwenden wir bei diesen den von mir angegebenen[3]), weniger fest gefügten Holzfuß, weil er durch sein geringes Gewicht Vorteile bietet. Ersatzglieder für Unterschenkelamputierte versehen wir dagegen mit einem Holzfuß, dessen Sprunggelenk von einem äußerst widerstandsfähigen Metallscharnier gebildet wird. Die Scharnierspindel, die mittels kurzer seitlicher Metallschienen in das Fußverbindungsstück eingelassen und mit ihm fest verschraubt ist, läuft in einer Metallröhre, die ihrerseits wieder mit dem Holzfuß durch Verschraubungen nach Art derjenigen, wie ich sie in meiner Schrift „Amputationen und Ersatzglieder an den unteren Gliedmaßen"[4]) (S. 31 u. 33) beschrieben und abgebildet habe, innigst verbunden ist.

---

[1]) Vgl. J. Riedinger, Ueber Kriegskrüppelfürsorge mit besonderer Berücksichtigung der Prothesenfrage. Archiv f. Orthopädie, Mechanotherapie und Unfallchirurgie Bd. 14, Heft 2, S. 185.

[2]) Abgesehen von den Ersatzapparaten für Fußamputierte (Chopart-Pirogoff), die wir mit Filzfüßen ausstatten, verwenden wir noch durchweg Holzfüße, dieses darum, weil der Preis für einen Filzfuß sich auf etwa 30 M. stellt, der für einen Holzfuß jedoch nur auf 4 bis 5 M.

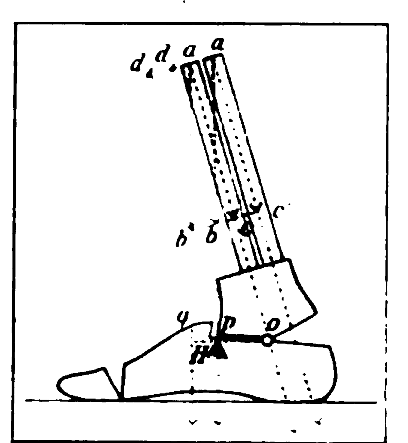
[3]) Siehe Allgemeine Grundsätze bei der Anfertigung von Ersatzgliedern. Diskussion. Bericht der außerordentlichen Tagung der Deutschen orthop. Gesellschaft am 8. und 9. Februar 1916. Zeitschr. f. orthop. Chir. Bd. 36, Heft 2/3.

[4]) Verlag von Ferd. Enke, Stuttgart 1915.



Um das Beanspruchtwerden des Fußscharniers bei stärkeren Graden von Streckung des Fußes rückenwärts in belastetem Zustande klar zu machen, verweise ich auf Fig. 12. Man sieht in dem zwischen Fuß- und Unterschenkelteil angebrachten Verbindungsstück zwei Stangen von oben her eingefügt: die vordere so, daß ihre mittlere Längsachse, nach abwärts verlängert, die Achse des Fußscharniers schneidet: die verlängerte Längsachse der exzentrisch in den hinteren Abschnitt des Verbindungsstückes eingelassenen Stange fällt ein Stück hinter die quere Achse des Fußscharniers. An den oberen Enden der Unterschenkellängsachsen wirkt senkrecht die Körperlast als Kräfte $a—b$ und $a'—b'$. Da sie unter einem spitzen Winkel angreifen, so lassen sie sich mit Hilfe des Kräfteparallelogramms zerlegen in die Kräfte $a—c$ und $a'—c'$ (Druckkraft), die in der Richtung der Längsachsen der Unterschenkelstangen wirken und die Kräfte $a—d$ und $a'—d'$, die als bewegende Kräfte an den oberen Enden der Längsachsen rechtwinklig angreifen.

Fig. 12.



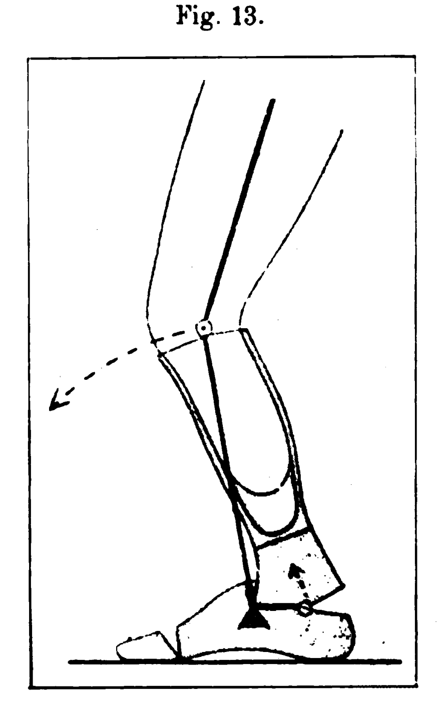
Sobald die Streckung des feststehenden Fußes gehemmt wird, dadurch, daß die vor dem Fußscharnier gelegene abwärts gerichtete Fläche des Verbindungsstückes die nach aufwärts gerichtete gegenübergelegene Fläche des Fußstückes voll berührt, konzentriert sich der Druck je mehr und mehr in dem vordersten Berührungspunkt (p) dieser Flächen. Schließlich wird bei p ein Hypomochlion (H) gebildet, welches einen langen Hebelarm der Last, nämlich den mit dem Körpergewicht belasteten Unterschenkelhebel, von einem winklig in H mit ihm zusammenstoßenden kurzen Hebelarm der Kraft, den der vordere bis zum Fußscharnier reichende Abschnitt der unteren Seite des Verbindungsstückes darstellt, trennt. Die Körperlast ist somit bestrebt, die Scharniervorrichtung durch Vermittlung des Verbindungsstückes nach aufwärts vom Fußteil zu trennen (Fig. 13). Diese Wirkung würde noch gesteigert werden, wenn sich etwa bei einem unbedachten Sprung oder bei Druckwirkungen, die der Amputierte durch aktives Beugen von Knie- und Hüftgelenk auszuüben vermag, der einfachen Belastung sich noch eine mehr oder weniger große lebendige Kraft hinzugesellen würde.



Derartige Wirkungen haben wir an den Ersatzgliedern für Unterschenkelamputierte in der ersten Zeit unserer Tätigkeit gesehen. Es ist daher unerläßlich, das Scharnier im Holzfuß so fest als möglich zu verankern.

Der Vorteil in bezug auf diese Verhältnisse, den die exzentrische Einstellung der Unterschenkelstange hinter dem Mittelpunkt der oberen Fläche des Verbindungsstückes mit sich bringt, ergibt sich, wenn man (Fig. 12) vom Drehpunkt *o* aus die theoretischen Hebelarme rechtwinklig nach den verlängerten Schwerlinien *a*—*b* und *a'*—*b'* zieht. Bei der konzentrischen Einstellung der Unterschenkelstange greift die Körperlast an dem längeren theoretischen Hebelarm *o*—*q* an, bei der hinteren exzentrischen dagegen an dem kürzeren Hebelarm *o*—*p*.

Fig. 13.

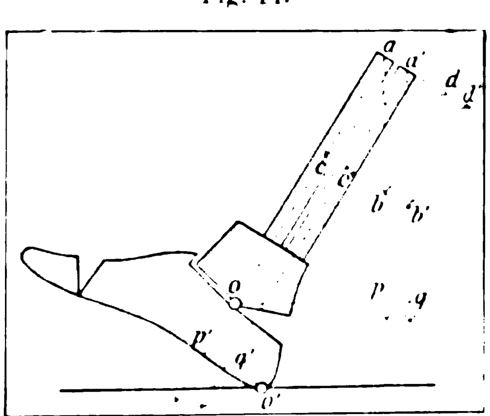


Es ergibt sich somit, daß die Beanspruchung des Fußscharniers und seiner Befestigung im Holzfuß durch die mit der Neigung der Unterschenkelachse nach vorn verbundenen Hebelwirkung beim Einsetzen der Unterschenkelstange in den hinteren Abschnitt des Verbindungsstückes geringer ist als bei mittlerer Einstellung.

Als Nachteil könnte man es vielleicht ansehen, daß das hintere exzentrische Einfügen der Unterschenkelstange in das Verbindungsstück das Niedergehen der Fußspitze beim ersten Belasten des beim Gehen vorgesetzten Beines erschweren könnte. Dieser Vorgang vollzieht sich ja derart, daß an der hinteren unteren Kante des Absatzes, sobald der Fuß den Boden berührt, ein Drehpunkt entsteht (Fig. 14). Um diesen wird durch den Anteil *a*—*c* und *a'*—*c'* der Schwerkraft *a*—*b* bzw. *a'*—*b'*, der als Druckkraft in der Längsachse der Unterschenkelstange wirkt, der schräg stehende Fuß nach abwärts gedrängt. Die hierbei in Betracht kommenden theoretischen Hebelarme, die durch Errichten von Loten vom Drehpunkt *o'* auf die verlängerten Druckkräfte *a*—*c* und *a'*—*c'* sich ergeben, zeigen, daß bei zentraler Einstellung die Druckkraft an dem längeren Hebelarm *o'*—*p'* angreift, bei hinterer exzentrischer an dem

kürzeren Hebelarm $o'—q'$. Somit würde die Fußbewegung abwärts in gewisser Weise erschwert. Praktisch kommt dieser Umstand indessen nicht in Betracht, und zwar weil die zweite Hebelbewegung, die im Fußscharnier vor sich zu gehen hat, durch das Verlagertsein des Unterschenkels nach hinten erleichtert wird; denn es wirkt die Schwerlinie $a'—q$, die der exzentrischen Unterschenkelstange angehört, nun an dem längeren theoretischen Hebelarm $o—q$, die der konzentrisch befestigten zugehörige $a—b$ in ihrer Verlängerung auf den kürzeren theoretischen Hebelarm $o—p$. Es wird somit die Annäherung der hinteren, am Fußteil nach aufwärts, am Verbindungsstück nach abwärts gerichteten Flächen, die sich mit dem Niedergehen der Fußspitze zu verbinden hat, erleichtert. Außerdem aber fällt jedes Bedenken nach dieser Richtung schon deshalb fort, weil man an sich gerade den Vorgang des Niedergehens der Fußspitze eher erschweren als erleichtern muß, um dem Fuß zu einer elastischen Abwicklung zu verhelfen. An Stelle einer Druckfeder, die den hinteren Gelenkspalt gesperrt hält, oder gar zweier Druckfedern, die in den hinteren und vorderen Spalt eingefügt waren, haben wir seit längerer Zeit vorteilhafterweise nur noch von einer Feder Gebrauch gemacht, und zwar einer in einem Kanal des Fußteils verlaufenden (Fig. 11) Zugfeder. Die Stärke dieser Feder muß bei jedem Amputierten je nach dessen Gewicht und etwaigen besonderen Wünschen bemessen werden.

Fig. 14.



Der Bau eines künstlichen Fußes hat sowohl den Erfordernissen gesicherten Stehens und Gehens, als auch möglichst glatten Abwickelns gerecht zu werden. Die Unsicherheiten, die dem Oberschenkelamputierten, der sich mit dem Sitzknorren auf den hinteren oberen Rand seines Ersatzgliedbechers stützen muß, aus der Anwesenheit eines Sprunggelenkscharniers erwachsen, und die zu dem Vorschlag geführt haben, das Sprunggelenkscharnier entweder ganz fortfallen zu lassen, oder es möglichst weit nach vorne zu verlegen, werden durch Beschränken der Streckung des Fußes rückenwärts und durch einen kräftigen, vor der queren Scharnier-

achse wirkenden Zug, wie ihn die Zugfeder liefert, so gut wie völlig ausgeschaltet.

Was nun die letzten Vorgänge bei der Abwicklung des Kunstfußes anbelangt, so vollziehen sich diese wohl nie in der Weise, daß der vordere bewegliche Teil, der vom Hauptfuß durch ein weiteres Scharniergelenk getrennte Zehenabschnitt, dabei ernstlich mit in Tätigkeit versetzt wird, wie etwa die bei vollkommener Abwicklung des lebenden Fußes besonders tätige Großzehe. Die an den meisten Kunstfüßen nicht gerade kräftige sohlenseitige Verbindung zwischen vorderem und hinterem Fußteil würde sonst häufiger, als es der Fall ist, ausbesserungsbedürftig sein. Die Abwicklung in den vorderen Fußabschnitten geht beim Amputierten offenbar immer nur so vor sich, daß der hintere Fußteil, während sein Fersenabschnitt gehoben wird, sich mit seinem vorderen, dem Boden noch anliegenden Rande gegen diesen dreht.

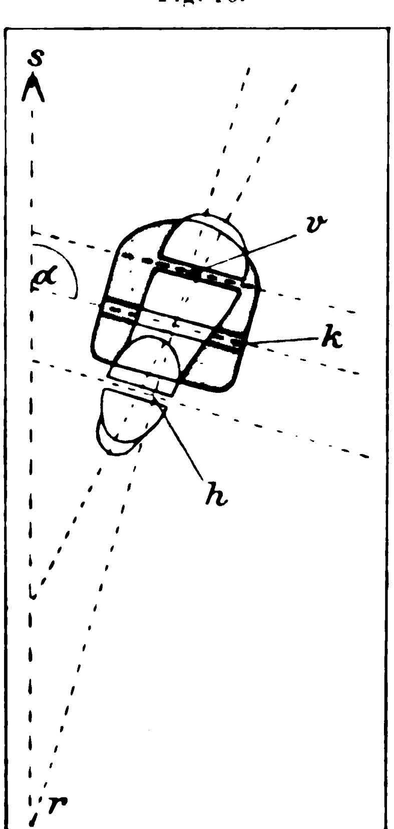
Fig. 15.

Bedeutsam scheint mir daher zu sein, wie sich die vordere Kante des Hauptfußes ihrer Lage nach zur Fußlängsachse verhält. Am menschlichen Fuß, den in seiner Form für den Kunstfuß allzu streng als Vorbild zu nehmen, keineswegs vorteilhaft erscheint, läuft die Begrenzungslinie des Vorderballens (Fig. 15 Nr. 1) schräg von vorn innen nach hinten außen. Diese Form ist nun auch mitübernommen für die Mehrzahl der Kunstfüße, wie ich mich auch an aus anderen Werkstätten hervorgegangenen Füßen überzeugen konnte (Fig. 15 Nr. 2). Wird nun, was durchaus zu billigen ist, der Fuß so zum Unterschenkel gestellt, daß er der natürlichen Lage entsprechend leicht auswärts gekehrt ist, so muß der Amputierte ihn abwickeln, indem er auf einer vorspringenden Spitze (S) dreht. Das gleiche ereignet sich, wenn der Spalt im Holzfuß senkrecht zur Längsachse des Fußes angelegt wird (Fig. 15 Nr. 3). Auch jetzt wird, falls nicht der Fuß mit seiner Längsachse parallel zur Schrittrichtung (r—t) aufgesetzt wird, nicht eine Kante, sondern eine rechtwinklige Spitze (S')

zum Drehen verwendet. Erst wenn (Nr. 4) die Trennungslinie so gelegt wird, daß sie rechtwinklig zur Schrittrichtung steht, kann der Amputierte um eine Linie, nämlich die ganze Länge der vorderen Kante seines Hauptfußes abwickeln.

Freilich setzt diese Erörterung voraus, daß das Ersatzbein in einer solchen Lage beim Gehen sich befindet, daß die quere Knieachse rein frontal steht, also auf einer auf der Schrittrichtung errichteten senkrechten Ebene auch ihrerseits senkrecht steht. Diese Lage nimmt jedoch die quere Knieachse an den Oberschenkelersatzbeinen im allgemeinen nicht ein. Das Kniegelenk wird gewöhnlich leicht auswärts gestellt, wie auch der wohlgebildete Mensch stets mit leicht auswärts gestelltem Oberschenkel und demnach auch Kniegelenk geht. Diese Lage als Normalstellung vorausgesetzt, käme für die beiden Fußscharniere eine Stellung in Betracht, wie sie in Fig. 16 abgebildet ist. Das Bild stellt die Projektion des Fußes (hell) und des Knies (dunkel) eines stehenden Ersatzgliedes auf eine wagrechte Ebene dar. Zu der in Projektion gezeichneten Schritt- oder Richtungsebene *s*—*r* verläuft die Richtung der Kniescharnierachse (*k*) unter einem nach vorn offenen stumpfen Winkel α. Es ist nun wohl ohne weiteres einleuchtend, daß nur dann eine glatte Abwicklung in den Fußscharnieren vor sich gehen kann, wenn ihre Achsen (*v* und *h*) parallel zur Achse des Kniescharniers verlaufen[1]). Die vordere untere Kante des hinteren Fußteils aber sollte mit Rücksicht auf ihre besondere Beanspruchung nicht scharf geschnitten, sondern gut abgerundet werden auch des geringeren Verschleißes der sohlenseitigen Verbindung wegen, die zwischen den beiden Fußteilen erforderlich ist.

Fig. 16.



[1]) Bei Ersatzgliedern für Hüftgelenksexartikulierte müßte auch die Achse des Hüftgelenks in die gleiche Richtung eingestellt werden.



Da man den Kunstfuß gewöhnlich noch leicht auswärtsgedreht mit dem Unterschenkelabschnitt des Ersatzgliedes zu verbinden pflegt, kommt beim Befolgen dieser Vorschrift die Achse des Sprunggelenkes nicht rechtwinklig zur Längsachse des Fußes zu stehen, sondern die beiden Linien schneiden sich so, daß innen vorn ein stumpfer Winkel, außen vorn ein spitzer Winkel entsteht, oder, mit anderen Worten, die Scharnierspindel muß innen ein wenig weiter nach hinten, außen etwas nach vorn gelagert werden.

Die Größe dieser Ablenkungswinkel kann wohl nicht unabänderlich festgelegt werden. Die Verhältnisse am erhaltenen Bein sind auch hier vor allem maßgebend. Immerhin möchte ich vor übertriebenen Auswärtsdrehungen warnen.

Das Kniegelenk nach dieser Richtung sorgfältig einzustellen, empfiehlt sich auch deshalb, damit beim Pendeln des Beines während des Gehens der Unterschenkel in einer wünschenswerten Ebene ausschlägt. Kommt die quere Knieachse in eine zu weit nach innen gedrehte Lage, so schlägt der Unterschenkel nach hinten außen aus, was einen häßlichen Eindruck hervorruft.

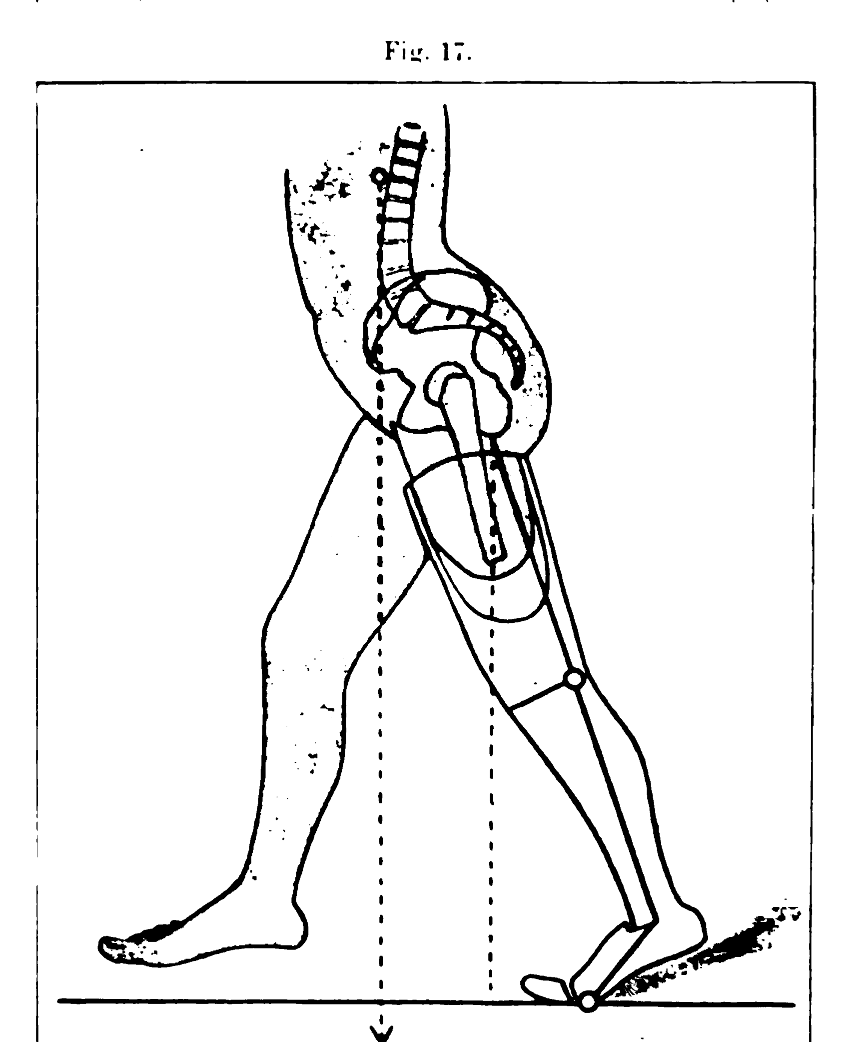
Die Stellung der Scharnierachsen des Kunstfußes scheint mir wichtig für die Erklärung von mancherlei Unsicherheiten, die die Amputierten veranlassen, das Kunstbein mangelhaft abzuwickeln. So setzen es manche beim Vorschreiten ergiebig vor, vermeiden aber, während es als Standbein dient, den Körper entsprechend weit nach vorn zu bringen, indem sie das Ausschreiten mit dem erhaltenen Bein mehr oder weniger stark beschränken. In vielen Fällen muß man die Schuld der falschen Richtung des vorderen Fußscharniers beimessen. Wenn auch die Wirkungen durch den Stiefel, in dem der Holzfuß steckt, abgeschwächt werden mögen, so darf man doch annehmen, daß, wenn die Amputierten mit Scharnierstellungen, wie sie Fig. 15, Nr. 2 u. 3 wiedergibt, einen größeren Schritt wagen würden, der Fuß, der bei der Abwicklung nun nur mit einem Punkt den Boden berührt, sich wird drehen müssen, bis er eine zum mindesten linienförmige Berührung mit dem Untergrunde gefunden hat. In diesem Bestreben dürfte wohl im allgemeinen der Absatz nach außen, die Fußspitze nach innen sich wenden, bis die vordere Kante des hinteren Fußteiles sich zur Schrittrichtung rechtwinklig eingestellt hat.

Solche unvorhergesehenen Drehungen können sich natürlich auch dann leicht ereignen, wenn der Fuß auf Unebenheiten des Bodens — es genügt schon ein Steinchen auf sonst geebneter Fläche — auftritt.



Ein noch so genau anliegender Ersatzgliedbecher hindert diese Drehungen nicht, weil zwischen ihm und den tragenden Knochen immer noch eine Weichteilschicht eingeschaltet ist, die, selbst wenn sie durch genauestes Einpassen mit der Innenfläche des Bechers in engster Berührung steht, immer noch eine drehende Verschiebung gegen den

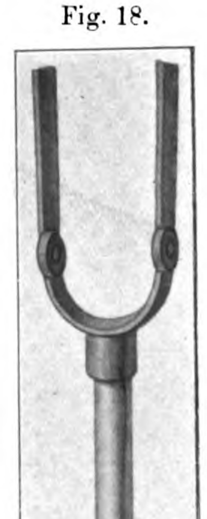
Fig. 17.



Knochen zuläßt. Um diese Drehungen bei Unterschenkelamputierten, wo sie recht störend sind, nach Möglichkeit auszuschalten, haben wir von der früheren Uebung Abstand genommen, den Oberschenkel auch bei längeren Stümpfen nicht in eine festere Hülse einzuschließen. Vielmehr geben wir aus den genannten Gründen jetzt regelmäßig eine mit der Unterschenkelhülse im Kniegebiet durch ein Scharnier verbundene Oberschenkelhülse.

Daß Oberschenkelamputierte es vermeiden, mit dem erhaltenen Bein weit nach vorn auszuschreiten, ist unschwer zu erklären. Denn die unmittelbare Folge wäre, daß das Ersatzglied nebst dem Stumpf nun in eine nach hinten gerichtete schräge Lage stärkeren Grades kommen müßte. Diese Stellung kann vom Gesunden, da die Streckung im Hüftgelenk begrenzt ist, nur so eingenommen werden, daß er die Lendenwirbelsäule in stärkerem Maße lordotisch ausbiegt (Fig. 17). Damit wird der vor dem XI. und XII. Brustwirbel gelegene Schwerpunkt des Rumpfes allerdings wohl etwas nach hinten verlagert; wie aber die Abbildung zeigt, fällt die Schwerlinie in dieser Stellung noch um ein Bedeutendes vor dem Sitzknorren vorbei, der bei Oberschenkelamputierten im wesentlichen die Last auf das Ersatzglied zu übertragen hat. Die Stützfläche des Knorrens aber wird für den oberen Ersatzgliedbecherrand um so weniger zugänglich, je mehr der Oberschenkel gestreckt wird. Sobald die Last nun in dieser Beinstellung auf das Ersatzglied wirkt, werden sich noch Lockerungen seines Bechers vorn einstellen, während sein hinterer Rand sich gegen die Weichteile des Oberschenkels und Gefäßes anpreßt. All diese Wirkungen sind für den Amputierten nicht nur belästigend, sondern erzeugen ein Gefühl von Unsicherheit. Daher unterläßt er es, beim Gehen seinem amputierten Gliede eine solche Stellung mitzuteilen, d. h. er schreitet mit dem Ersatzglied nach vorn weit aus, vermeidet aber solches mit dem erhaltenen Gliede.

Fig. 18.



Ersatzglieder für Invalide mit langen Oberschenkelstümpfen, besonders Stümpfen nach Absetzungen im unteren Epiphysenbereich (Cardensche und Grittische Stümpfe, auch Stümpfe nach Exartikulationen im Knie und hohen Unterschenkelamputationen) können naturgemäß nicht mit unserem Kniegelenkscharnier versorgt werden. Dieses ist nur zu verwenden, wenn wenigstens das unterste Viertel der Oberschenkelhülse für den Kopf und die Feststellvorrichtung frei ist.

Bei weit hinabreichenden Oberschenkelstümpfen muß das Scharnier in die beiden seitlichen Schienen verlegt werden, die entweder an den Seiten einer selbständigen Unterschenkelhülse bis zum Sprunggelenkscharnier hinabgeführt werden, oder in einem kurzen bogenförmigen Stück unterhalb des Stumpfes zusammenlaufen (Fig. 18).

Ein mit dem Schienenbogen verlöteter, nach abwärts gerichteter kurzer Hohlzylinder dient zur Aufnahme der hölzernen Unterschenkelstange. Diesen Schienenbogen ziehen wir im allgemeinen den langen seitlichen Unterschenkelschienen vor, weil bei seiner Verwendung Metall gespart wird und die Ersatzglieder dadurch leichter werden. Außerdem kann, verbunden mit der Unterschenkelstange, das gleiche Fußmodell ver-

Fig. 19.



wendet werden, wie wir es für die Ersatzglieder bei kürzeren Oberschenkelstümpfen benutzen.

Immerhin übertreffen diese Ersatzglieder an Gewicht alle anderen, weil unvermeidlicherweise verhältnismäßig viel lastendes Metall dabei verwandt werden muß, zumal die Schienen und Scharniere hohen Anforderungen ausgesetzt sind und dementsprechend von beträchtlicher Stärke sein müssen. Ersatzglieder dieser Art können unter 3 kg Gewicht kaum hergestellt werden. Gewöhnlich betragen sie noch einige 100 g mehr. Bei Ersatzgliedern zweiter Ordnung lassen wir die Unterschenkelstange frei, bei solchen erster Ordnung (Kunstbeinen)

decken wir sie mit einer den natürlichen Formen nachgebildeten, lederfarbenen Zelluloid-Wasserglashülse (Fig. 19).

Ersatzbeine für Hüftgelenkexartikulierte hatten wir bisher noch nicht Gelegenheit anzufertigen. Nur ein Verstümmelter dieser Art kam uns zu Gesicht, der auswärts ein recht brauchbares Ersatzglied erhalten hatte. Er benutzte es mit auffallender Sicherheit. Es drängte sich uns dadurch die Frage auf, ob bezüglich des Beinersatzes der Hüftgelenkexartikulierte günstiger gestellt sei oder der, dem das Glied im oberen Abschnitt des Oberschenkels abgesetzt wurde. Theoretisch möchte man es für möglich halten, daß der Exartikulierte besser daran ist, als der Amputierte, bei dem ein kurzer Oberschenkelstummel zum Bewegen des Ersatzgliedes nicht oder nur sehr unvollkommen dienen kann; denn jener bietet dem oberen Ende des Ersatzgliedes die breite und bei guter Polsterung schmerzlose untere Fläche des Beckens dar, dieser dagegen einen abwärts vorragenden Gliedrest mit einem in der Regel nicht tragfähigen schmalen Knochenstumpf. Bei beiden Arten von Verstümmelten aber ist eine Umfassung des Beckens nicht zu entbehren, so daß sich die Ersatzvorrichtungen in dieser Beziehung wenig voneinander unterscheiden.

Ohne in dieser Frage — es mangelte mir bisher an den nötigen praktischen Unterlagen — entscheiden zu wollen, möchte ich es immerhin für möglich halten, daß man bei Reamputationen gegebenenfalls dem Verstümmelten nutzt, wenn man den Rest des Oberschenkelbeins im Hüftgelenk ausschält, anstatt den schon an und für sich kurzen Oberschenkelstumpf noch um ein weiteres Stück zu verkürzen.

Freiburg, Mitte November 1916.



XXXV.

Grundsätze für den Achsenbau der künstlichen Glieder für Oberschenkelamputierte.

Von

San.-Rat Dr. **Max Blumenthal**, Berlin.

Mit 10 Abbildungen.

Ich habe in dem Bericht der außerordentlichen Tagung der Deutschen orthopädischen Gesellschaft am 8. und 9. Februar 1916 an der Hand einer Reihe von Röntgenpausen dargelegt, daß beim Oberschenkelstumpf Stumpfachse und Achse des Femurknochens in keiner Weise identisch sind, daß sich die beiden Achsen vielmehr meist in einem mehr oder minder spitzen Winkel kreuzen und zwar sowohl in der Frontal- als auch in der Sagittalebene, so daß also ein in der Richtung der Stumpfachse angesetztes künstliches Bein keineswegs eine parallele oder geradlinige Fortsetzung des Stützorgans (des Knochens) bildet, sondern schräg zu ihm verläuft — und habe die Vermutung ausgesprochen, daß durch die Art, die Achsen der Kunstbeine festzulegen, oft unzulängliche Resultate erzeugt werden, vor allem Mangel an Stehfestigkeit bei der Arbeit; habe auch auf die nicht minder wichtige Schrägstellung des künstlichen Unterschenkels kurz hingewiesen.

In dieser Richtung weitergehend, stelle ich für die Versorgung von belastungsfähigen Oberschenkelstümpfen gewisse Grundsätze auf, die ich hier kurz darlegen und begründen möchte.

Beim Ersatz für die unteren Gliedmaßen sind wir genötigt, der Gestaltung des verloren gegangenen Gliedes in viel höherem Grade Beachtung zu schenken als bei den oberen, bei welchen wir uns aus Gründen der Zweckmäßigkeit jegliche Abweichung gestatten können. Die Belastung mit dem Schwergewicht des übrigen Körpers, die Notwendigkeit der Gleichgewichtserhaltung in Ruhe und Bewegung bedingt die Gestalt der unteren großen und mächtigen Skeletteile; die

statischen Wirkungen sind wichtiger als die Muskulatur, die Muskulatur dient ihnen[1]). Wir können dementsprechend durch einen einfachen Stelzfuß selbst beim Exartikulierten die aufrechte Haltung und Fortbewegung sichern, wenn auch sehr primitiv.

Die Belastung des Oberschenkelknochens erfolgt beim Stehen bekanntlich in einer Linie, welche vom Scheitel des Oberschenkelkopfes beginnend das Knie mehr oder weniger lateral von seiner Mitte schneidet und alsdann, weiter verlaufend, die Mitte des Fußgelenks trifft (Traglinie von R. Fick). Dieselbe beginnt also exzentrisch vom Oberschenkelschaft am Ende des „Krans" und bildet mit dem Schaft und dem Hals ein stumpfwinkeliges Dreieck (Fig. 1). Der Oberschenkelschaft selbst verläuft schräg von außen oben nach innen unten; außerdem verläuft er auch entsprechend dem etwas nach hinten gerichteten Schenkelhalse von hinten oben nach vorn unten, um sich dann kondylenwärts wieder mehr nach hinten zu wenden, im ganzen so einen leicht nach vorn konvexen Bogen bildend. Von der gleichfalls vorhandenen Drehung soll hier nicht die Rede sein.

Fig. 1.

Auch das eigentliche Stützorgan des Unterschenkels, die Tibia, verläuft, wenn man von der Mitte ihrer dicken oberen Epiphyse an rechnet, in der Sagittalebene in einem leicht nach vorn konvexen Bogen, in der Frontalebene jedoch schräg von medial nach lateral, und zwar so, daß die Mitte seiner unteren Epiphyse in die Belastungslinie fällt; demnach entsteht eine leichte X-Beinstellung, deren Mittel Mikulicz aus den Extremen von 170° bis 177,5° mit durchschnittlich 174° berechnet hat. Ferner verstärkt sich nach Hanausek[2]) die X-Beinstellung beim Uebergang von Ruhehaltung in Belastung (vgl. die beigefügten Fig. 2 u. 3 nach Hanausek. Aus dem beigefügten Text zu 2 ist zu entnehmen, daß die volle Krümmungslinie die Achse des nicht belasteten, die linierte die des belasteten Skelettes ist; die punktierte Linie bleibt hier außer Betracht). Ich brauche nicht zu betonen, daß hierbei nur von den physiologischen Grenzen die Rede ist.

[1]) Womit nicht bestritten sein soll, daß die Muskulatur auch ihrerseits modellierend auf die Knochenform einwirkt.

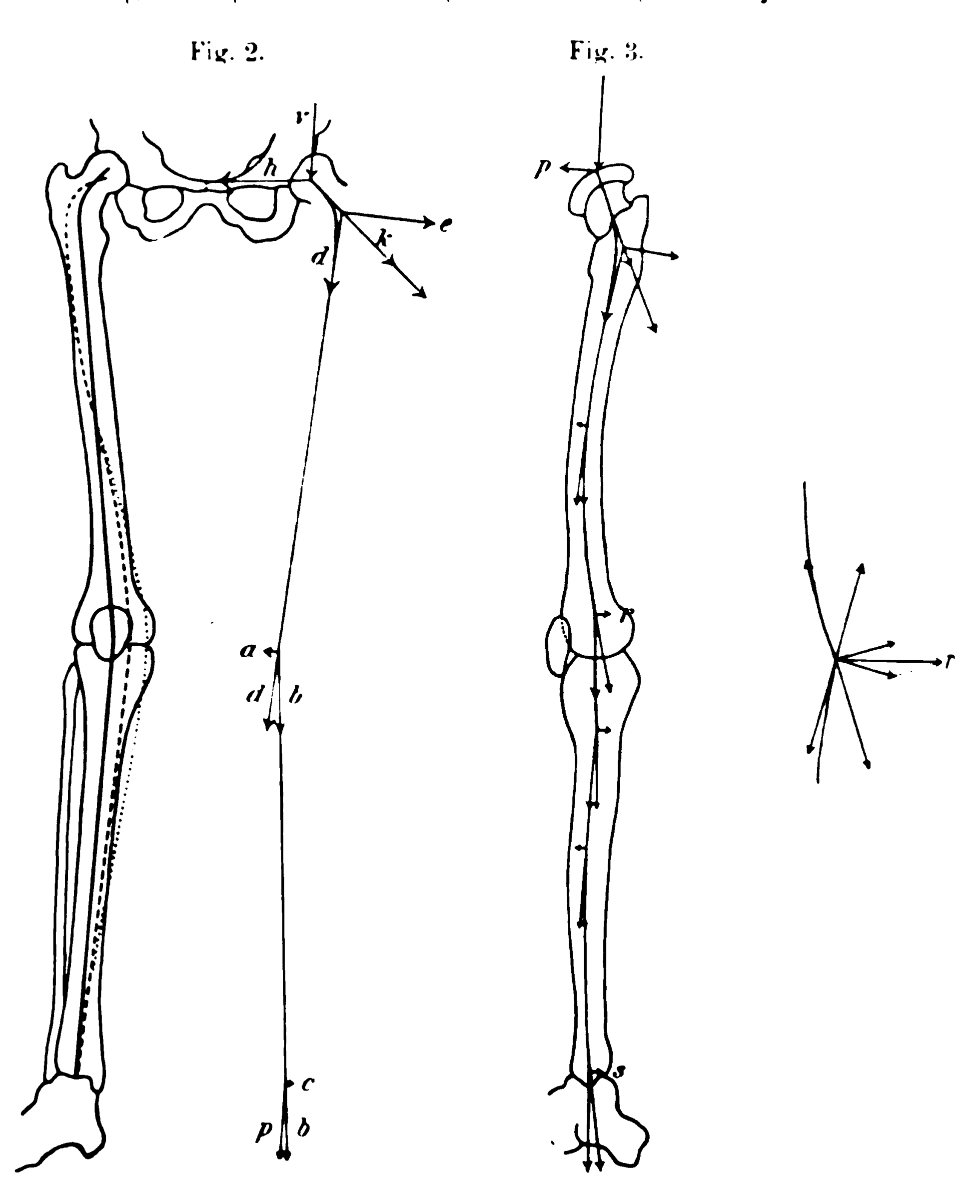
[2]) Zeitschr. f. orthop. Chir. 1914, S. 621 und 626.





Sind wir nun beim Bau eines Oberschenkelkunstbeins — einen gesunden belastungsfähigen Stumpf vorausgesetzt — in die Notwendigkeit versetzt, den auseinandergesetzten anatomischen Verhältnissen Rechnung zu tragen? Diese Frage ist unbedingt zu bejahen. Können

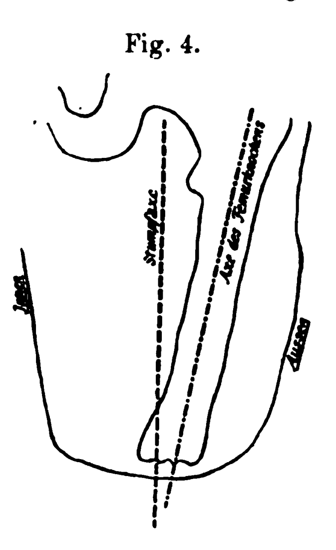
Fig. 2. Fig. 3.



wir auch das natürliche Bein nur grobmechanisch nachahmen, so müssen wir doch auf der anderen Seite grobmechanische Fehler vermeiden; dahin aber muß ich es rechnen, wenn wir den Oberschenkelknochen mehr oder weniger schräg zu seiner Verlaufsrichtung belasten: wir müssen jedenfalls das Möglichste tun, um diese Verlaufsrichtung

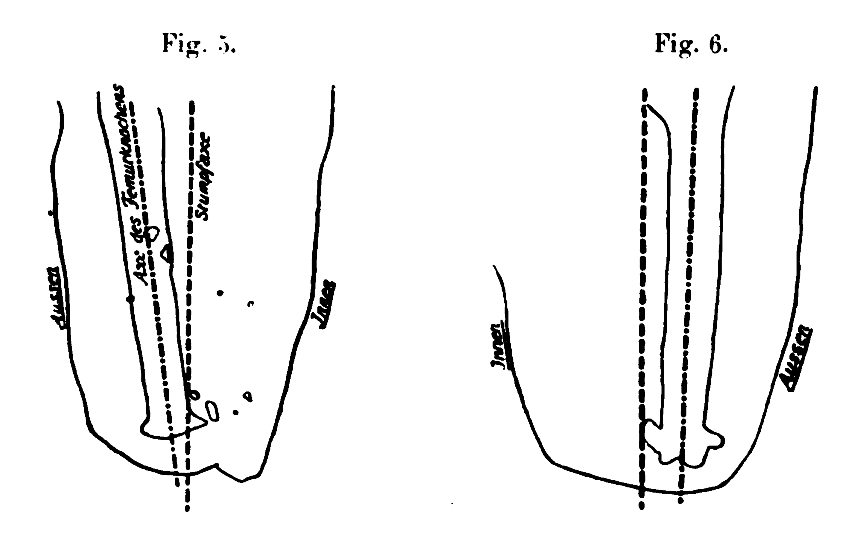
herauszufinden und auf ihr weiterzubauen. Daß aber die Abweichungen zwischen Stumpfachse und Femurachse keine geringen, sondern oft recht erhebliche sind, beweisen die Röntgenaufnahmen beliebiger Oberschenkelstümpfe. Ich bilde der Klarheit wegen die Röntgenpausen der früheren Veröffentlichung hier nochmals ab; Fig. 4, 5 u. 6 sind Frontal-, 7 u. 8 Sagittalaufnahmen. Die ziemlich starken Verschiedenheiten in der Stellung des Femurknochens zum Oberschenkelstumpf beruhen offenbar auf dem sehr verschiedenen Verhalten der verbliebenen Stumpfmuskulatur. Im allgemeinen kann man sagen, daß der Femurknochen von ungefähr parallel der Außenseite des Stumpfes verläuft und sich beim Stehen in stärkerer Extensionsstellung befindet, als der Stumpf vermuten läßt.

Fig. 4.



Ich selbst verfahre folgendermaßen: Vor Anfertigung des Gipsmodells wird je ein Punkt etwa in der Mitte der Vorder- und der Außenfläche des Stumpfes mit Fett- oder Alizarinstift markiert, die betreffenden Stellen finden sich auf dem Negativ wieder und werden auf das

Fig. 5. Fig. 6.



Gipspositiv und später auch auf die Hülse selbst sorgfältig übertragen. Nunmehr wird von dem Stumpf je eine Röntgenaufnahme von vorn und von der Seite gemacht, nachdem die auf der Haut bezeichneten Punkte mit Bleiplättchen belegt sind. Von den Röntgenaufnahmen



werden Pausen genommen. In die aus Leder oder Zelluloid auf dem Gips angefertigten Stumpfhülsen werden auf jeder Seite zwei mit einer Reihe von Löchern versehene Metallplättchen (vgl. die schematische Fig. 9) aufgenommen, um später der Richtunggebung der Schienen in der Sagittalebene zu dienen. Sind die Hülsen fertiggestellt, so wird zunächst unter sorgfältiger Vergleichung der Markierungspunkte auf Hülse und frontaler Röntgenpause die Richtung der Schienen in der Frontalebene mit Hilfe des Schränkeisens so festgelegt, daß sie mit der Richtung des Oberschenkelknochens übereinstimmt (vgl. die schematische Fig. 10, wo die Abbiegung besonders an der medialen Schiene

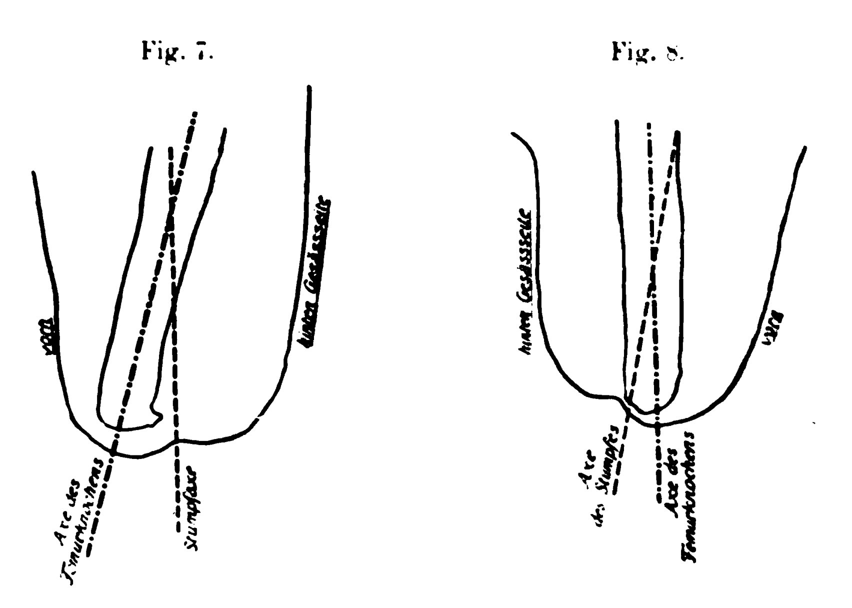


Fig. 7. Fig. 8.

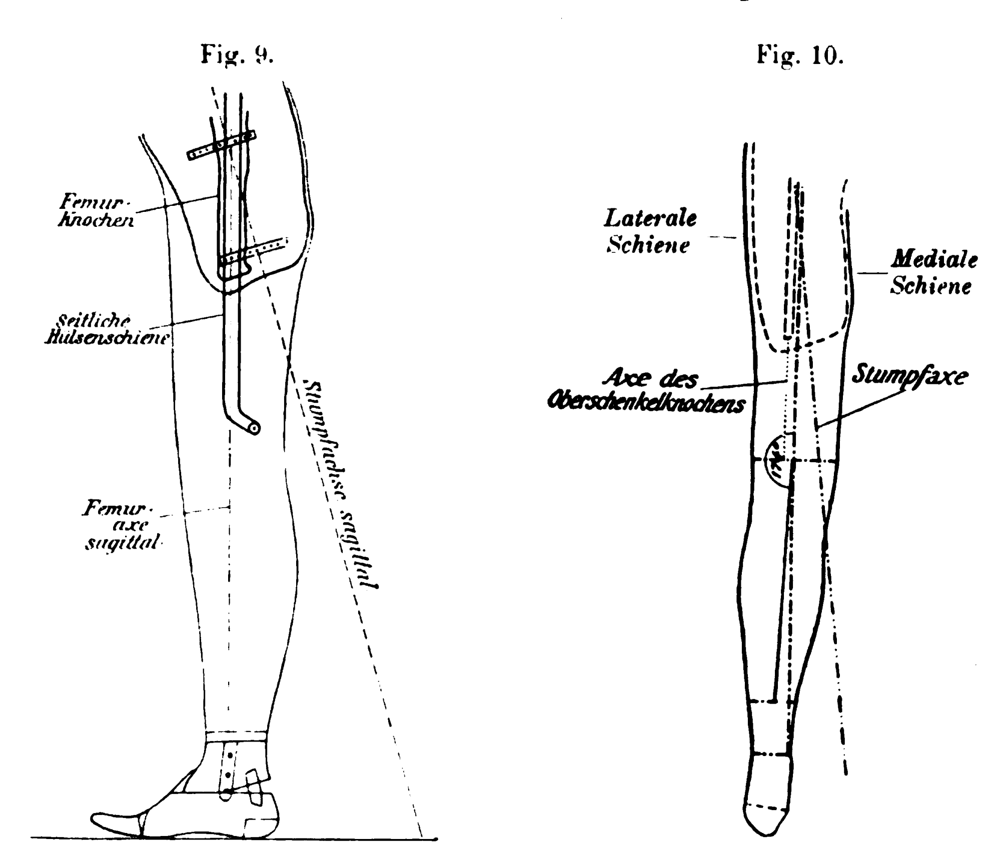
gut ins Auge fällt); alsdann wird durch Vergleich mit der seitlichen Röntgenpause und mit Hilfe der in die Hülsen aufgenommenen Seitenplättchen auch hier die Parallelstellung zur Femurachse vorgenommen (vgl. Fig. 9). So gewinnen wir die Grundlage für den weiteren Bau des Beines. Erscheint es vielleicht manchem mühselig, daß erst eine Röntgenaufnahme gemacht werden muß, so weise ich demgegenüber auf die Notwendigkeit des exakten Vorgehens hin. — Dem ausführenden Mechaniker oder Bandagisten muß (nach Festlegung der Markierungspunkte) die Röntgenpause von dem bestellenden Arzt geliefert werden.

Wenden wir uns nunmehr dem Knie und Unterschenkel zu. Ueber die Konstruktionsverhältnisse des Kunstbeins in der Sagittalebene nur einige Worte, da sie als geklärt anzusehen sind. Wir haben oben gesehen, daß durch die Abbiegungen der das Kniegelenk



bildenden Epiphysen und der unmittelbar anschließenden Teile der Diaphysen (beim Oberschenkel in höherem, bei der Tibia in minderem Grade) die Achse des Kniegelenks leicht nach rückwärts gelagert ist; sie liegt, aus den Angaben R. Dubois-Reymonds berechnet, 0,4 cm hinter dem Schwerpunkt des Oberschenkels. Genügt diese geringe Rückwärtslagerung für die Verhältnisse der Kunstbeine im Stehen, so doch nicht für das Gehen; das Fehlen des Quadriceps und der Waden-

Fig. 9. Fig. 10.



muskulatur ist hier ausschlaggebend und ist in mechanischer Hinsicht so vollkommen als eben möglich überwunden durch die bewährte Anordnung von Hoeftman, welcher die Kniegelenkachse wesentlich nach hinten verlagert. Der fehlende Schwung nach vorn muß durch eine um die Kniegelenkachse gewickelte Spirale oder eine andere Methode ersetzt werden. Die in meiner orthopädischen Werkstatt übliche Rückwärtslagerung beträgt etwa 1,75 cm.

Die Stellung des Unterschenkels in der Frontalebene kann nach dem über den Bau des Oberschenkels Ausgeführten keine andere sein, als eine leicht X-beinige, wie es auch den natürlichen Verhält-



nissen entspricht; denn setzte man das Oberschenkelbein (den Oberschenkelknochen) in gerader Richtung fort, so wäre die Folge eine zwangsmäßige Abspreizung des Oberschenkels; mag diese auch gering sein (sie beträgt durchschnittlich 180°—174° = 6°), so muß sie sich doch bei der Länge des Oberschenkels bemerkbar machen und das um so mehr, als wir oft genug mit Abduktionskontrakturen der Oberschenkelstümpfe zu kämpfen haben[1]).

Die Natur hat diese Anordnung so klar vorgezeichnet, daß wir uns nach ihr richten müssen; sie ist die unmittelbare Folge des Baues des Oberschenkels.

Als Grad der Abbiegung wähle ich im allgemeinen den von Mikulicz berechneten Durchschnitt von 174°; jedoch steht nichts im Wege, die X-Abweichung des vorhandenen gesunden Beines mit in Berechnung zu ziehen und den Grad gelegentlich etwas größer oder kleiner zu wählen.

Die technische Ausführung geht am besten so vor sich, daß an die zu den Oberschenkelschienen rechtwinklig angebrachte Kniegelenkachse die Unterschenkelschienen schräg mit 174° angeschlossen werden, so daß eine von der Mitte der Gelenkachse gefällte Senkrechte die obere Fläche des künstlichen Fußes nahe dem Innenrande trifft (Fig. 10). Danach hat sich die endgültige Befestigung der Schienen an den künstlichen Fuß selbst zu richten.

Bei den endgültigen Prothesen, dem Kunstbein II, bei welchem die Metallschienen am Unterschenkel ganz fehlen und durch eine 2¾ cm breite scheibenförmige Holzeinlagerung in der Mittelebene ersetzt werden, ist die Technik derart, daß zunächst über dem Holzkern und zwei ihm rechts und links angepaßten hölzernen Seitenwangen die Unterschenkelhülse gewalkt wird; alsdann wird Lederhülse und Holz in einer genau vorberechneten Neigung behufs Aufnahme der Knieachse durchbohrt. In dem Lederteil wird dieselbe in zwei in das Leder versenkten Metallbuchsen aufgenommen. Die hölzernen Seitenwangen werden nachher wieder entfernt.

---

[1]) Anmerkung bei der Korrektur: Die von anderer Seite gewählte Methode, den Unterschenkel gar in Einwärtsstellung zu bringen, benützt und pflegt geradezu das Ueberwiegen der Abduktoren des Oberschenkels, ist aber unphysiologisch und setzt das Hüftgelenk durch die aufgenötigte ständige Schrägbelastung den Gefahren späterer Gelenkveränderungen wie Arthritis deformans usw. aus. Das Natürliche ist vielmehr, daß die Adduktoren gestärkt und gepflegt werden, worauf ich selbst stets halte.

Wenn alle diese hier dargelegten Verhältnisse genau beachtet werden — mag nun die spezielle Ausgestaltung so sein, wie ich sie gewählt habe oder anders — so werden wir die Brauchbarkeit der künstlichen Beine beträchtlich steigern. Anfänglich habe ich mich darauf beschränkt, nur für solche Oberschenkelstümpfe nach diesen Grundsätzen zu verfahren, welche inner- und unterhalb der Mitte amputiert sind, verfahre jetzt aber auch mit den kurzen Stümpfen in gleicher Weise. Dabei erhalten die längeren Stümpfe gleich von vornherein einen flach gearbeiteten, nur mäßig stützenden Tubersitz. Die Kraft der Belastung kann jederzeit durch eine Einlage gesteigert und so modifiziert werden. Aber auch die nicht belastungsfähigen Stümpfe erfahren durch mein Verfahren eine bessere Aktionsfähigkeit. Ein 175 cm großer Oberschenkelamputierter von noch nicht 14 cm Stumpflänge geht mit einem solchen Bein ohne Stock.

Den Folgen der Stumpf*abschwellung* werde ich neben einer Schnürvorrichtung der Hülse dadurch gerecht, daß die an den seitlichen Querplättchen verankerten Schienen jederzeit entfernt und versetzt oder verändert werden können.

Fasse ich die oben dargelegten Grundsätze nochmals kurz zusammen, so ergibt sich:

1. Die Achse der Oberschenkelhülse (der Hülsenschienen) richtet sich nicht nach der Achse des Stumpfes, sondern nach der Achse des Oberschenkelknochens, verläuft demnach von oben außen und hinten nach unten innen und vorne.

2. Die Achse der Unterschenkelhülse steht zur Achse der Oberschenkelhülse in einem nach außen offenen Winkel von durchschnittlich 174°.

3. Die Kniegelenksachse liegt hinter der Achse der Ober- und Unterschenkelhülse (um $1^1/_2$—2 cm).

4. Die Festlegung der Achse für die Oberschenkelhülsen geschieht am besten unter Zuhilfenahme je einer Röntgenaufnahme von vorn und von der Seite.



XXXVI.

Amputationsstumpf und Kunstbein.

Von

Dr. Ludwig Haßlauer,

Stabsarzt d. R. und Chefarzt, Reservelazarett X, Frankfurt a. M.

Mit 13 Abbildungen.

Die richtige Beinstumpfbehandlung ist untrennbar von der Art des Kunstbeines, das getragen werden soll. Obwohl wir schon gute Kunstbeintypen haben, so ist doch noch keines unter ihnen, welches für allgemeine Einführung geeignet wäre. Und gerade in der jetzigen Kriegszeit, wo alle Prothesen von der Heeresverwaltung beschafft werden, wäre die günstigste Gelegenheit, eine Einheitsprothese einzuführen. Von der Möglichkeit und Notwendigkeit einer Einheitsprothese bin ich jetzt noch ebenso überzeugt, wie schon am ersten Tage des Krieges. Mein Bestreben ging deshalb dahin, den besten Typ von Kunstbeinen herauszufinden.

Auf Grund meiner orthopädisch-mechanischen Erfahrung aus der Friedenszeit war ich zu der Anschauung gelangt, daß die gebräuchlichen Beinprothesen zu kompliziert, in der Konstruktion unrichtig und unzulänglich und im Gebrauch zu kostspielig und unpraktisch sind. Sollte das Kunstbein für den Träger bequem, ohne vorstehende und darum störende Schienenteile und ohne wenig dauerhafte, außen angebrachte Gummi- oder Spiralfederspannungen sein, so mußte mit dem System der doppelten Außenschienen und Feststellvorrichtungen gebrochen werden (Fig. 1).

Unzweifelhaft wird das am längsten gebräuchliche und allbekannte Stelzbein sehr gerne getragen. Nur haften demselben große Nachteile an, die zu beseitigen notwendig war, wenn anders ein natürlicher Gang erzielt werden und der Prothesenträger in der Oeffentlichkeit nicht auffallen sollte. Die Vorteile des stelzenartig ge-



Fig. 1.

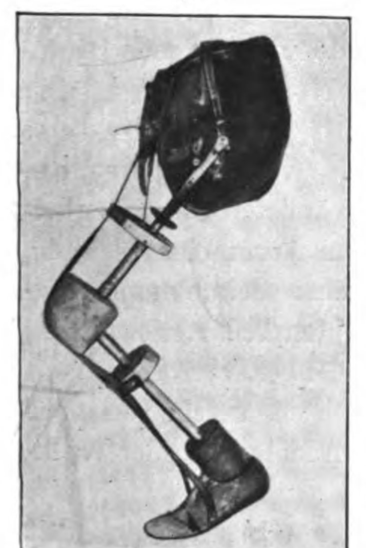


Kunstbein (Bauart April 1916). Stahlrohrkonstruktion mit Hülse ohne äußere Schienenteile.

bauten Kunstbeines, nämlich die Belastung des Stumpfes in der verlängerten Längsachse des Röhrenknochens und das leichte Gehen gegenüber dem mit dem korbartigen Parallelschienen- und Parallelscharnierbein, veranlaßten mich, die von Spitzy, Hoeftman, von den Prothesenfabriken Windler-Berlin, Dröil-Frankfurt a. M., sowie die von den Fürsorgelazaretten Görden, Ettlingen und München angegebenen und empfohlenen Behelfsprothesen im Reservelazarett X Frankfurt a. M., dem ich vorstehe, überhaupt nicht in Anwendung zu ziehen, sondern das meiner Ansicht nach einfachste, bequemste, leichteste, technisch einwandfreieste und billigste Röhrensystem zu wählen, also die stelzenbeinartige Konstruktion auszuprobieren.

Ich entschloß mich, als Lazarettbein nur das Stahlrohrbein mit rückwärts gelagertem Klappscharnier und losen Spiralen im Knie- und Außenspiralen am Fußgelenk in den neu eingerichteten Lazarettwerkstätten anfertigen zu lassen. Dieses Lazarettbein ähnelt dem von Rath und Hoeftman vorgeschlagenen, welche aber nur Aushilfsbeine abgeben konnten, während ich mein Stahlrohrbein inzwischen zu einem definitiven ausgebaut habe. In der ersten Sitzung der Militärärztlichen Gesellschaft zu Frankfurt a. M. am 19. April 1916 habe ich bereits ein solches Kunstbein mit drei künstlichen Gelenken in einem Fall höchster Oberschenkelamputation demonstriert (Fig. 2). Eine definitive Prothese zu schaffen, die aber in ebenso kurzer Zeit wie eine Uebergangsprothese angefertigt und angelegt werden konnte, gelang durch Konstruktion von eigenartigen Fuß-, Knie- und Hüftschar-

Fig. 2.

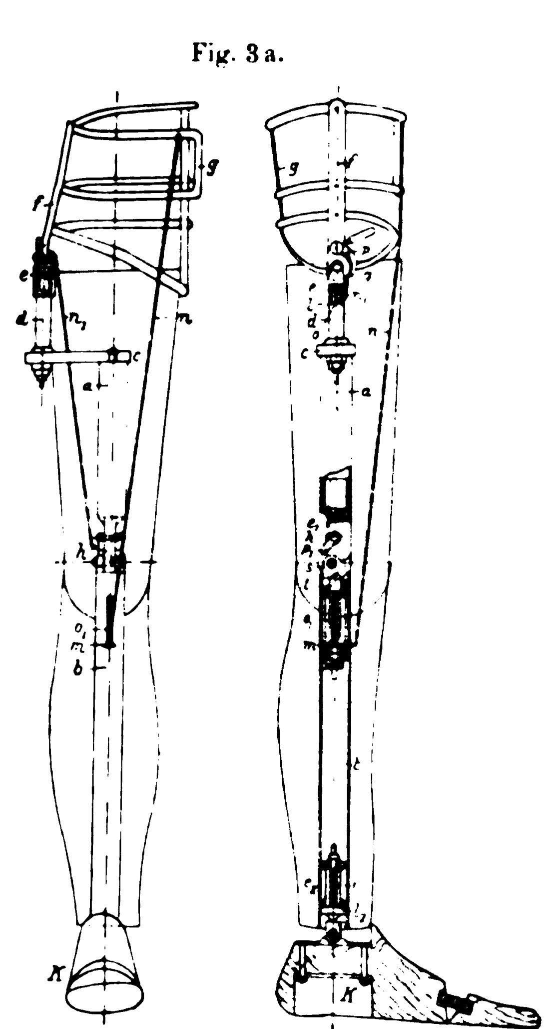


Stahlrohrkunstbein ohne Hülse (Bauart 1914/15), mit Hüft-, Knie- und Knöchelgelenkscharnier.

nieren, welche, fabrikmäßig hergestellt, vorrätig gehalten, in die Stahlrohre eingeschoben, jederzeit ausgewechselt, repariert und reguliert werden konnten.

Das Stahlrohrbein für Oberschenkelamputierte, für das Stabsarzt der Reserve Dr. S c h a e f e r ein beim Stand feststehendes Kniegelenkscharnier ohne besondere fortschrittliche Neuerung angegeben hat, stammt nach Mach- und Befestigungsart, überhaupt nach der ganzen Ausführung und Beschreibung, aus meinem Frankfurter orthopädischen Institut.

Fig. 3 a.



Bauart der Scharniere 1916.
Hüft-, Knie- und Knochelgelenk.

Uebrigens finden wir die Idee S c h a e f e r s schon in einer mit Patent belegten französischen Erfindung vom 9. November 1906, welche sich nicht bewährt hat und eine nur beschränkte Verwendung gefunden hat.

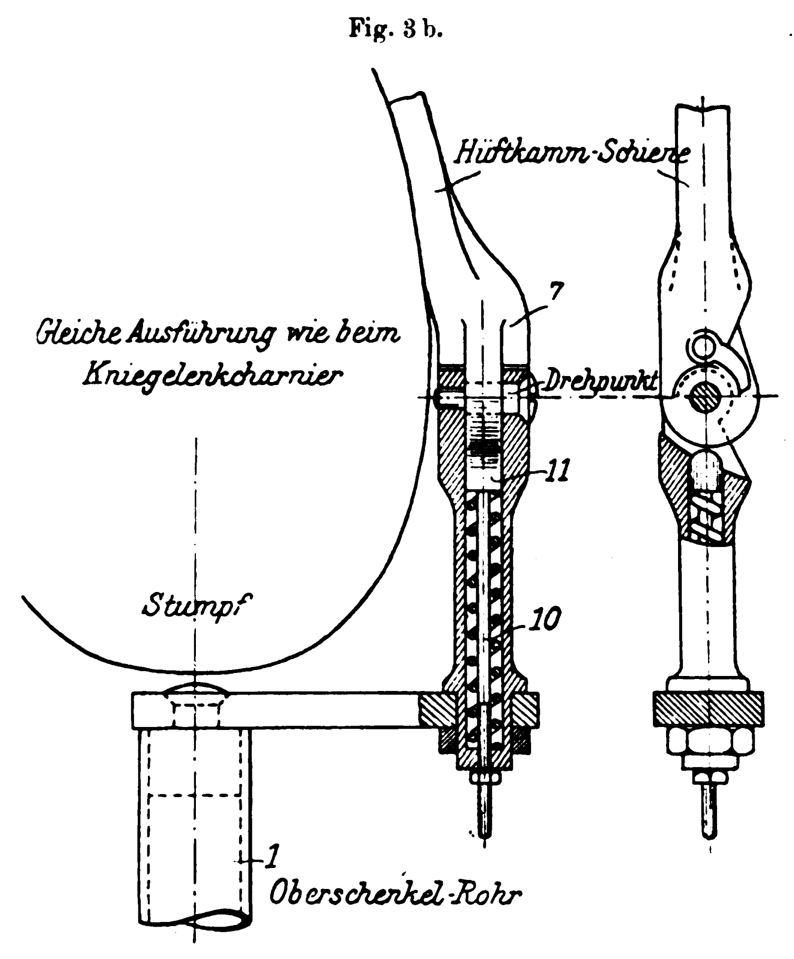
Das ganze mit Scharnieren ausgestattete Stahlrohrbein ist glatt, ohne abstehende und störende Stahlteile mit Ausnahme der nur für ganz besondere Fälle vorgesehenen, an der äußeren Oberschenkelhülse in Form eines flachen, handlichen Schubknopfes angebrachten Teilarretierung des Kniegelenkes.

Die ganze Konstruktion liegt in den Stahlröhren, welche von einer sehr leichten, die anatomische Beinform gebenden Moleskin- oder Walklederhülse umkleidet sind (Fig. 3).

Die genaue Bauart der Scharniere geht am klarsten aus den Abbildungen Fig. 3a u. b hervor, so daß ich mir die technische Benennung der Einzelteile ersparen kann. Zum Verständnis der Funk-

tionsart muß ich aber allgemein folgendes sagen: Im Momente des Beugens drückt die Nocke entsprechend ihrem gradweise zunehmenden Radius auf die Puffernase des Spiralkolbens und preßt die Federspirale so weit zusammen, daß eine solche Bremsung zwischen Nocke und Kolbennase entsteht, daß eine Belastung mit vollem Körpergewicht auf kurze Zeit möglich ist, wie z. B. beim Gehen und

Fig. 3 b.



Bauart der Scharniere 1916. Hüftgelenk.

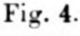
Stufensteigen. Infolge der gesteigerten, durch den Beugeakt hervorgerufenen Reibung an der Stelle der Nocken-Nasenbremse droht kein gefahrbringendes Einknicken.

Will der Prothesenträger zum Zwecke des Sitzens weiter beugen, so genügt die ganze Körperlast, um den zum natürlichen Gehen eingestellten Winkel von 135° auf einen spitzen Winkel von 75° zu bringen, d. h. so viel, als den Unterschenkel beim Gehakt um etwa 45° und beim



Sitzen um etwa 115° nach rückwärts zu beugen. Das Nocke-Kolbenscharniergelenk ist nie ein Schlottergelenk, sondern stellt sich je nach Inanspruchnahme immer so ein, daß an den Berührungsflächen zwischen Nocke und Nase Reibung, d. i. Bremsung, entsteht, welche am besten der natürlichen Muskelsehnenspannung vergleichbar ist.

Fast alle bisher vorgeschlagenen Scharniere, auch das vor kurzem bekannt gewordene Schaeferscharnier, bezwecken nur die Standsicherheit bei gestrecktem, meist sogar im Zustande der Ueberstreckung befindlichem Kunstknie.


Fig. 4.



Stehen auf gestrecktem Bein. Einknicken unmöglich.

Das Stahlrohrbein mit seinem Nocke-Kolbenscharnier verhindert selbstverständlich auch das für die Amputierten lästige und gefährliche Einknicken im Knie (Fig. 4). Hat die Kolbennase den höchsten Punkt der Nocke überschritten, was schon bei einem Beugeausschlag von 30° der Fall ist, so wird durch den Gegendruck der Spiralfeder an der abschüssigen Nockenfläche ein zwangsläufiges Zurückbringen des gebeugten Kniegelenk- oder Hüftgelenkscharnieres in die Streckstellung herbeigeführt.

Das erstrebenswertere Ziel ist aber meines Erachtens die Lösung des Problems, das gebeugte Kunstknie zu belasten. Diese Aufgabe stellte ich mir bei Konstruktion des Nocke-Kolbenscharniers. Dieses soll das Stehen

auf und das Steigen mit gebeugtem künstlichem Kniegelenk auch für weniger körperlich Geschickte — und deren gibt es leider nur zu viele — in der Weise gewährleisten, daß ein gabelförmiger, um einen Bolzen drehbarer Doppelzapfen, der unter permanentem Spiralfederdruck steht, sich hemmend in das Kniescharnier einhakt, sobald die zum Geh- oder Steigakt notwendige Beugestellung von $\sphericalangle = 50^0$ erreicht ist.

Die für den Steigakt, z. B. das Treppensteigen, erforderliche Beugung des künstlichen Unterschenkels wird durch eine Drahtkabel-

Fig. 5.



Selbsttätiges Beugen des Unterschenkels.

verbindung zwischen diesem und der gleichseitigen gesunden Schulter selbsttätig bewirkt (Fig. 5).

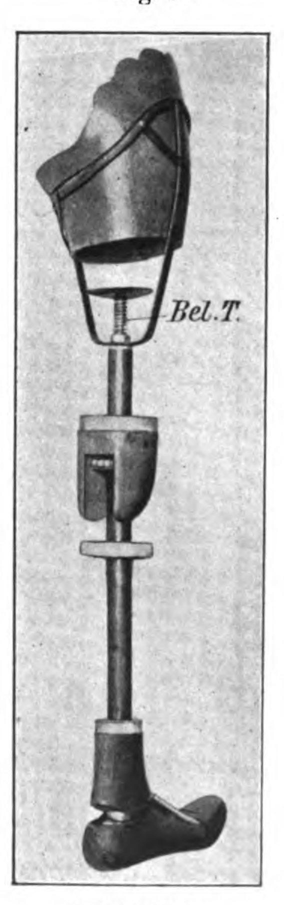
Die Bewegungsfähigkeit des Kunstkniegelenkes innerhalb der Grenzen von 50^0 bis zur vollen Beinstreckung bleibt durch diese Teilarretierung unbeeinträchtigt. Nur wenn der Prothesenträger knieen oder sich setzen will, muß er mittels des leicht zu handhabenden Knopfschiebers durch einen Ruck nach oben die Feststellvorrichtung ausschalten. Alle sonstigen Scharnierbewegungen gehen frei vor sich. Den Mechanismus zeigt Fig. 4.

Der Bauart des Kniescharniers ähnlich ist die des Fuß- und Hüftgelenkes. Am Fußgelenk ist Nocke und Kolbennase symmetrisch geformt für die Doppelbewegung der Fußhebung und -senkung.

Im künstlichen Hüftgelenk ist ebenfalls der Grundsatz durchgeführt, unter Verwerfung des Parallelscharniersystems ein einziges Scharnier zu schaffen, das die Funktion des natürlichen Hüftgelenkes vollkommen übernimmt, insoweit sie für die alltäglichen Bedürfnisse nötig ist (Fig. 3 b).

Dies geschieht in der Weise, daß in Höhe der Trochanterspitze ein massiv gearbeitetes, senkrecht stehendes Nocke-Kolbenscharnier angebracht ist, das aber im Gegensatz zum Kniescharnier, welches eine Drehung nach hinten erheischt, eine Drehung im Sinne der Beugung des Oberschenkels nach vorne zuläßt. Das Stahlrohrbein selbst hängt an einem starken Querbügel, der mit dem Außenscharnier in fester Verbindung steht. Die Abbildung (Fig. 3 b) klärt über den ganzen Hüftgelenkmechanismus ohne weitere Worte auf, besonders auch über die Art und Weise, wie das Außenscharnier an der Beckenhülse befestigt ist. Die Innenseite des Stahlrohrbeines steht durch Drahtseil oder Baßgeigensaite mit dem Traggurt in Verbindung, so daß ein störendes Ausweichen des Kunstbeines unmöglich ist.

Fig. 6.



Stahlrohrbein mit Belastungsteller.

Der Sitzring und der Sitzbügel sind in die über ein Gipsmodell gearbeitete Beckenhülse eingewalkt. Eine Feststellvorrichtung erübrigt sich dank der Bauart des Scharnieres als Bremsscharnier.

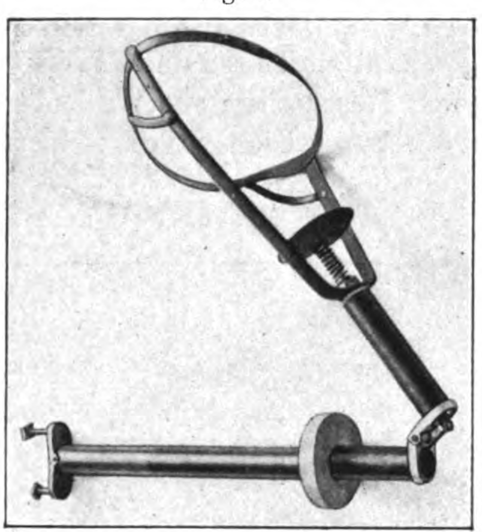
Das Vorpendeln des Röhrenbeines gelingt unter geringerer Kraftbetätigung als das des Hülsenbeines alter Parallelscharnierkonstruktion, wo das Hauptgewicht an der Hülsenzirkumferenz liegt, während der innere Hohlraum der Hülse unausgenutzt bleibt.

Das leichte Gehen mit dem Röhrenbein führe ich darauf zurück, daß das Gewicht des Beines in der Achsenverlängerung des Röhrenknochenstumpfes besser dirigiert werden kann und daß durch die Spiralfederung im Stahlrohr ein natürlich-elastischer Gang ermöglicht ist. Der stampfende, klappernde Gang des Stelzbeines ist beim Stahlrohrbein n i c h t.

Die Schwere der Hülsenbekleidung fällt weg.

Die Belastung in der Verlängerung des Röhrenknochens bringt den weiteren Vorteil mit sich, daß die Stumpfweichteile nicht gezerrt

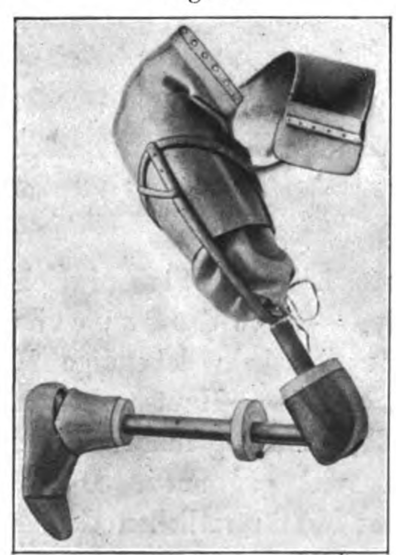
Fig. 7.



Stahlrohrbein mit Sitzring.

werden. Jeder Druck auf die Weichteile fehlt. Dies verhindert das oft erschreckliche Zunehmen des Muskelschwundes. Ich lege über-

Fig. 8.



Weiche Polsterschlupfhülse.

haupt sehr viel Wert darauf, daß die Prothese nicht an der Weichteilmasse des Stumpfes aufgehängt und eingeschnürt wird. Den Stumpf-

weichteilen lasse ich möglichst viel Bewegungsfreiheit, damit sich ihre lebendigen Kräfte entfalten können und das Kunstbein mit Sicherheit nach allen Richtungen geführt werden kann.

Weiter ist erforderlich, daß die verlustig gegangenen Muskelansätze möglichst bald künstlich ersetzt werden. Dies geschieht am besten durch kräftigen Zug nach unten mittels der Nürnberger Hexenschere aus Weidenbast- oder Wildledergeflecht, oder aber durch mastizierten Trikotschlauch, oder aber, was

Fig. 9a.



Befestigungsart der Kunstbeine am Rumpf bei Hüftgelenksexartikulation. Zugleich natürliches Knieen.

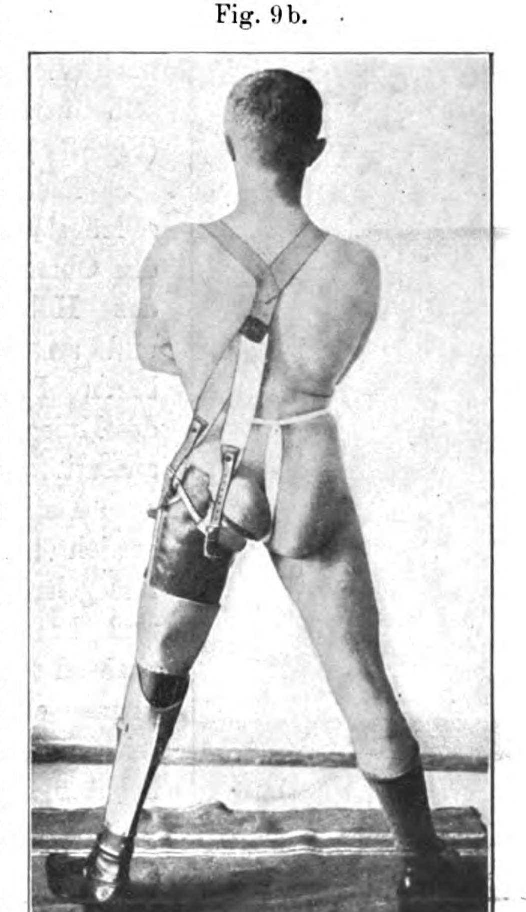
bei geeigneter Beschaffenheit der Stumpfweichteile entschieden das beste und ratsamste ist — nach der Sauerbruchschen Methode. indem aus den Stumpfmuskeln lebendige Kraftspender gemacht werden. Und wenn an dem Hautmuskelschlauch nur ein Aufhängemittel für das Kunstbein gefunden ist, so ist damit bei ganz kurzen Stümpfen sehr viel gewonnen. Dies betonte ich schon in meinem Vortrag in der Militärärztlichen Gesellschaft Frankfurt a. M. am 19. April 1916.

Die besten Stümpfe sind nicht mehr die durch möglichst beschleunigte Weichteilschrumpfung spindelförmig gewordenen, sondern die durch

aktive Muskeltätigkeit wohl geformten, wulstig entwickelten Stümpfe.

Zur Abhärtung des Stumpfes — überhaupt zur strikten Durchführung des Grundsatzes, nur in der verlängerten Achse des Röhrenknochens Druck auszuüben unter Umgehung der Stumpfweichteile — füge ich stets federnde Belastungsteller in das obere, dem Stumpf benachbarte Röhrenlumen ein. Leider hat uns der einzeitige Zirkelschnitt in diesem Krieg so schlechte und mangelhaft bedeckte Stümpfe kennen lernen lassen, wie nie zuvor in der Friedenszeit. Die Mehrzahl der Amputierten, insbesondere die Oberschenkelamputierten, müssen reamputiert werden. Dies hat zur Folge, daß diese Kriegsverletzten nur allzu lang bettlägerig bleiben oder die mit Recht in Mißkredit gekommenen Krücken zu Hilfe nehmen müssen, um außer Bett sich bewegen zu können.

Fig. 9b.



Befestigungsart der Kunstbeine am Rumpf.

Die Stumpfgipshülse, auch die nach unten offen gelassene Gipsleimhülse kann bei solch schlechten, stark absondernden flächenhaften Amputationswunden und erschrecklich weit zurückgeschrumpften Hautdecken nicht in Anwendung gezogen werden.

In allen diesen Fällen, besonders bei ganz kurzen Oberschenkelstümpfen, pflege ich Stütze und Halt für das Kunstbein mit einem am Sitzknorren und an der Trochanterspitze individuell angepaßten Sitzring zu geben (Fig. 7) und den Stumpf in die am Sitzring ansetzende Gabel frei hineinhängen zu lassen. Dieses Vorgehen ermöglicht es auch, Amputierte mit großen Wunden ohne Zuhilfenahme der Krücken frühzeitig auf die Beine zu bringen, die Stumpfweichteile und die Wunde selbst für die Behandlung zugänglich zu machen,

den zum Ersatz der fehlenden Muskelansätze und zur Dehnung der zu kurzen Hautdecken angebrachten Gegenzug zu kontrollieren und zu regulieren. Um die in geschlossener Gipshülse der Untätigkeit verfallenen Muskeln aktiv und passiv zu betätigen, unterlasse ich eine absolute Feststellung der Gelenkscharniere. Bei dem neuen Nocke-Kolbenscharnier erübrigt sich diese Maßnahme, weil dasselbe mit stetig wirkender Bremse arbeitet.

Fig. 10.



Kurzer Oberschenkelstumpf, einer Hüftgelenkexartikulation gleichzuachten.

Das Stahlrohrbein kann jederzeit, je nach Beschaffenheit des Stumpfes, in eine selbsttätige Prothese umgewandelt werden (Fig. 3 a).

Diese Selbsttätigkeit vermittelt ein Drahtseilzügel, der durch den Hautmuskelkanal der Oberschenkelstreckmuskulatur geht, über das Holzknie als Hebelstützpunkt läuft und an dem in einem Schlitz verschiebbaren Pufferknopf der Spiralkolbenbüchse des Kniegelenkscharniers am Unterschenkelteil ansetzt.

Im Momente des mit dem vollen Körpergewicht belasteten und gebeugten künstlichen Kniegelenkes spannt sich der Drahtseilzügel und bremst zwischen Nocke und Kolbennase ad maximum. Die Streckung des Kunstbeines erfolgt durch Zug am Drahtseil seitens der sich kontrahierenden Streckmuskelstümpfe.

Ist die Verbindung des künstlichen Unterschenkels und vielleicht auch des Vorderfußes mit lebendigen Kräften der Stumpfmuskulatur hergestellt, so wird dieselbe auch nicht der Atrophie verfallen. Die anliegende geschlossene Gips- oder Lederhülse verbietet sich in diesen Fällen von selbst. Ich verwerfe aber die geschlossene starre Stumpfhülse überhaupt und ziehe eine weiche aus starkem, elastischem Hirsch- oder Renntierleder gearbeitete Polsterschlupfhülse (Fig. 8) vor, die durch Lederstrippen mit dem Achselrumpfgurt nach oben und mit dem Kunstbein nach unten mittels Zügels in Verbindung steht.

Eine möglichst flächenhafte Uebertragung des Rumpfgefühles bei



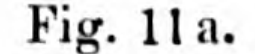


Fig. 11 a.



Stahlrohrbein mit Hüftgürtel bei Hüftgelenkexartikulation, zugleich natürliches Sitzen.

Oberschenkelamputationen auf das Kunstbein ist genau wie bei Arm- und Beinlähmungen von der größten Wichtigkeit. Bei Radialislähmungen infolge Nervendurchtrennung am Oberarm oder bei Peroneuslähmungen infolge Nervenläsion im obersten Oberschenkeldrittel wird eine Bandage ihren vollen Zweck nur dann erfüllen, wenn die entlastende Vorrichtung mit dem noch fühlenden Körperteil oberhalb des der Nervenläsion zentral benachbarten Gelenkes in Verbindung steht.

Gelingt gute Gefühls- und Kraftübertragung auf den mit der Prothese versehenen und arbeitenden Stumpf, so wächst auch die Sicherheit im Gebrauch des Kunstgliedes.

Die oben geschilderte Befestigungsart der Stumpfschlupfhülse verhindert am ersten das Herausschlüpfen kurzer Amputationsstümpfe aus der Prothese. Die weiche Schlupfhülse kann bei starkem Schweiß ohne weiteres gewechselt werden. Eine etwaige Atrophie des Stumpfes beeinträchtigt nicht die weitere Verwendbarkeit der Schlupfhülse, da sie sich immer anschmiegt.

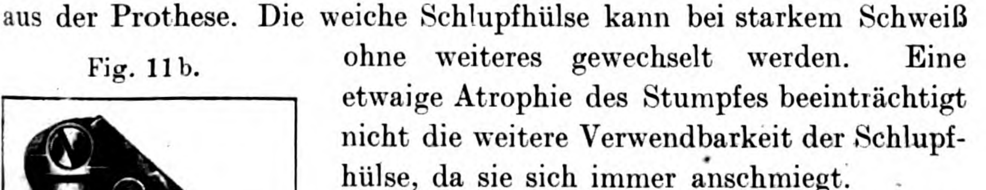
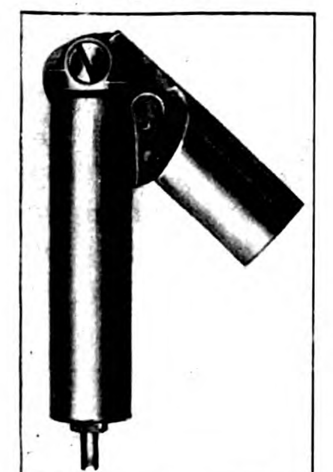


Fig. 11 b.



Scharniermechanismus beim Knieen und Sitzen.

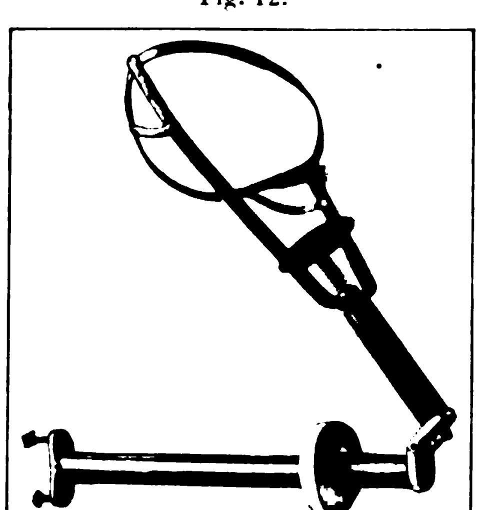
Die Art der Befestigung der Prothese am Rumpf bei sehr kurzen Oberschenkelstümpfen scheint fast allgemein Aerzten und Technikern resp. Bandagisten in gleichem Maße noch vielerlei Schwierigkeiten zu bereiten. Einige kurze Hinweise technischer Art werden vielleicht von Wert sein und noch bestehende Zweifel hierüber zu zerstreuen imstande sein (Fig. 9).

Grundsätzlich empfehlen sich Hüftgürtel, die auf den Hüftkämmen ihren Stützpunkt finden, nicht. Sie sind weitaus der Ueberzahl von Amputierten im Tragen lästig. Auch ist es falsch, die einzelnen Gurte

senkrecht und wagrecht verlaufen zu lassen. Nur schräg verlaufende Schulter- und Rumpfgurte gewährleisten einen sicheren, bequemen Sitz (Fig. 10, 11a u. b).

Fächerförmig sich ansetzendes Riemenschnallwerk an der Sitzringgegend sichert die richtige Rotationsstellung des ganzen Kunstbeines mit etwas nach außen gewendeter Fußspitze. Steht noch dazu die weiche Stumpfschlupfhülse mit dem über den Rücken einerseits und über den Brustkorb anderseits verlaufenden Schultergurt in guter Ver-

Fig. 12.



Sitzring parallel dem Poupartschen Band bei sehr kurzem Oberschenkelstumpf.

bindung, so dürfte das Herausschlüpfen auch eines kurzen Stumpfes ausgeschlossen sein.

Bei sehr kurzen Oberschenkelstümpfen, z. B. in Höhe des kleinen Trochanters, ist es nötig, um den Stumpf als Hebelarm für die Prothese ausnutzen zu können, den Sitzring parallel dem Poupartschen Band geschlossen über die Leistengegend bzw. unterhalb derselben verlaufen zu lassen (Fig. 12).

Was die Stellung des Kunstfußes im engeren Sinne betrifft, so halte ich es nicht für gerechtfertigt, eine Spitzfußstellung künstlich herzustellen. Alle diese Prothesenträger, z. B. die mit dem bekannten, an sich sehr gut und leicht gearbeiteten amerikanischen Kunstbein aus Holz, haben einen unschönen, dem bei angeborener Hüftverrenkung ähnlichen Gang.

Als Vorzüge des Stahlrohrbeines können gelten, daß der Gang

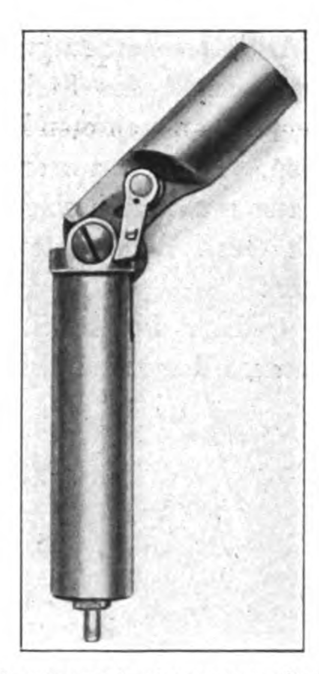
leicht, sicher und natürlich, sowie geräuschlos ist. Das Gewicht beträgt 4—5 Pfund. Das Stahlrohrbein ist dauerhaft. Die Scharniere sind massiv und leicht auswechselbar. Die Funktionsstärke wird durch austauschbare Spiralfedern leicht reguliert. Kurz, das Stahlrohrbein besteht aus einzelnen Stücken, die zum Teil auf dem Markt käuflich sind, zum Teil massenhaft fabriziert und in ein Stahlrohr von 2 mm

Fig. 13a.



Stehen auf gebeugtem Kunstbein.

Fig. 13b.



Scharniermechanismus beim Stehen auf gebeugtem Kunstbein.

Wanddicke und 2,3 cm lichter Weite einfach eingesetzt werden können. Die Länge ist leicht zu regulieren.

Die Haltbarkeit und Widerstandsfähigkeit der verwendeten Rohmaterialien Stahl, Holz, Walkleder ist an sich schon groß, wird aber noch erhöht durch den Schutzanstrich mit Bakelitlack, und zwar gegen Rostansatz und Bruch, gegen Nässe und Feuer. An Schrauben und Gewinden sind die festgesetzten Normalien berücksichtigt.

Das Stahlrohrbein ist eine Dauerprothese, aber ebenso rasch anzufertigen und zu verpassen als die üblichen Behelfsbeine, welche nur zu oft unter das alte Eisen wandern müssen und so der Heeresverwaltung überflüssige Kosten verursachen.

Es wird nun Aufgabe der Reichsprüfstelle für Ersatzglieder sein, festzustellen, ob das Stahlrohrbein das leistet, was die ärztliche und die technische Fachwelt allgemein fordert, oder vielleicht noch mehr, nämlich das Stehen auf dem gebeugten Kunstbein oder sogar das Stufensteigen mit gebeugtem künstlichen Knie ermöglicht (Fig. 13a u. b).

Im Hinblick auf die Wichtigkeit der Sache von möglicherweise großer Tragweite habe ich Schritte unternommen, daß die Scharnierkonstruktion und -fabrikation im großen sichergestellt und vor unrichtiger Nachahmung geschützt wird.

Die Massenanfertigung werde ich im günstigen Fall der allgemeinen Verwertbarkeit des Stahlrohrbeines in Händen behalten und dafür sorgen, daß an mehreren Lazaretten zugleich Versuche angestellt werden können. Die Zusammenstellung der käuflichen Einzelteile zu einer Prothese muß durch einen Mechaniker und die Befestigung am Körper durch einen Bandagisten unter ärztlicher Leitung ausgeführt werden.

Gedacht ist das Stahlrohrbein als Dauer- und Einheitsprothese für unsere deutschen Kriegsamputierten.

XXXVII.

Aus der Prothesenwerkstatt des Festungslazaretts Mainz
(Chefarzt: Generaloberarzt Dr. Föhlisch).

Ein bei der Belastung feststehendes und beim Gange frei bewegliches Kniegelenk.

Von

Stabsarzt d. R. Dr. **Schaefer,** Mainz.

Mit 7 Abbildungen.

Die Ansichten über die Zweckmäßigkeit und Notwendigkeit feststellbarer Kniegelenke sind sehr verschieden. Während die einen eine Feststellungsmöglichkeit im Knie überhaupt für unangebracht und unnötig halten, findet sich eine wohl gleich große Zahl von Orthopäden und Amputierten, die eine Arretierung für wünschenswert und unter Umständen für notwendig erachten. Man will die Feststellung des Kniegelenkes vermeiden, um den Prothesenträger immer zu dem Gang mit losem Kniegelenk zu zwingen. Da die Leute in dem Gang mit steifem Knie keinen Nachteil in der Fortbewegung an sich haben und ihnen die Möglichkeit des Umknickens damit genommen ist, so gehen sehr viele mit festgestelltem Kniegelenk. Es ist auch ohne weiteres klar, daß die Hebel- und Federeinrichtungen zur Feststellung und Freigabe des Knies, wenn diese mit der Hand durch die Beinkleidung geschehen muß, den Leuten lästig sind. Jedermann sieht sofort, daß der Mann amputiert ist, spricht ihn an, sucht ihm behilflich zu sein, kurz: er bringt dem Amputierten ständig in Erinnerung, daß er ein mehr oder weniger das Mitleid oder die Hilfe Fremder herausfordernder Krüppel ist. Das ist den Leuten unangenehm und wirkt verstimmend. Die genaue Beobachtung und die Unterhaltung mit Amputierten hat mich davon überzeugt, daß es ein Hauptbestreben derselben ist, ihren Defekt zu verbergen. So gingen nach Anlegen der

Behelfsprothesen nach Hoeftman die Amputierten nicht vor das Tor des Lazaretts, weil ihnen die Stahlplatte am Fuße nicht gefiel und „jedermann ihnen ansah, daß sie nur ein Bein haben". Erst nach Anbringung eines Leistens an die Behelfsprothese hatten sie mehr Befriedigung. Die Prothese muß aber dem Träger gefallen, wenn er mit Lust und Eifer an den Gebrauch derselben gehen soll.

Vorteile und Nachteile der gebräuchlichen Prothesen sind jedem, der sich mit dem Bau von künstlichen Gliedern befaßt hat, bekannt. Der gute und tadellose Sitz der Prothese am Stumpf, die Stabilität, das Gewicht und auch das tadellose Aussehen des künstlichen Gliedes sind feststehende Bedingungen, wenn wir dem Amputierten sein natürliches Bein auf das denkbar Beste ersetzen wollen. Aber auch wenn diese Bedingungen gegeben sind, muß in der Konstruktion des Beines dem Träger schon die größtmöglichste Sicherheit für den Gang gegeben werden. Zweifellos erreicht wird diese zu einem großen Teil durch die Uebung. Die Gefahr für den Prothesenträger liegt aber in der Möglichkeit, zu fallen, und die Furcht macht den Gang vieler ängstlich, erschwert ihnen das Gehenlernen und ermüdet durch allzuheftige Anstrengung des gesunden Beines. Wer einmal gesehen hat, wie „unbeholfen" ein Amputierter fällt und sich aufrichtet — meist mit fremder Hilfe — und wer weiß, wie niederdrückend und für die weiteren Gehübungen hemmend das Hinfallen ist, muß die Bestrebungen, es zu verhüten, richtig finden. Der Amputierte fällt, indem er im Kniegelenk einknickt. Ist ihm die Möglichkeit, einzuknicken, genommen, dann geht er mit weit größerer Zuversicht.

Das führte mich dazu, ein Kniegelenk zu konstruieren, das bei der Belastung feststeht, das aber auch den Gang des Amputierten dem des gesunden Beines gleichmacht, so daß also ein Gang mit beweglichem Knie und ein „durchgedrücktes" Knie beim Stand gewährleistet ist.

Wenn der Träger einer der gebräuchlichen Oberschenkelprothesen das Knie durchdrücken will, um damit das Einknicken zu verhüten, so muß er den Stumpf mehr oder weniger nach hinten drücken; um so stärker, wenn er von dem amputierten Bein aus eine Gewalt ausüben will. Auch die Verlegung des Kniegelenkes nach hinten hat diesen Mißstand nicht gehoben. Ermüdet nun die Muskulatur, oder ist eine gute Muskulatur an sich oder infolge von Atrophie nicht mehr vorhanden, so wird das Einknicken nicht mit Sicherheit verhindert. Ganz besonders aber macht sich der Vorteil eines festgestellten Kniegelenkes



bemerkbar beim Stehen und beim Arbeiten im Stehen. Beobachtungen haben gezeigt, daß im Stand fast alle oder alle Amputierte allein das gesunde Bein belasten, das stark ermüdet, zumal es ja beim Gang schon übermäßig angestrengt ist. Der Amputierte ruht nicht auf dem künstlichen Bein aus. Diese bekannten Tatsachen haben zu zahlreichen Konstruktionen geführt, die, meist recht kompliziert, sich nicht eingebürgert haben.

Das Bestreben, den Uebelständen abzuhelfen, hat zur Konstruktion folgenden Kniegelenkes Anlaß gegeben:

Fig. 1. Fig. 2. Fig. 3.

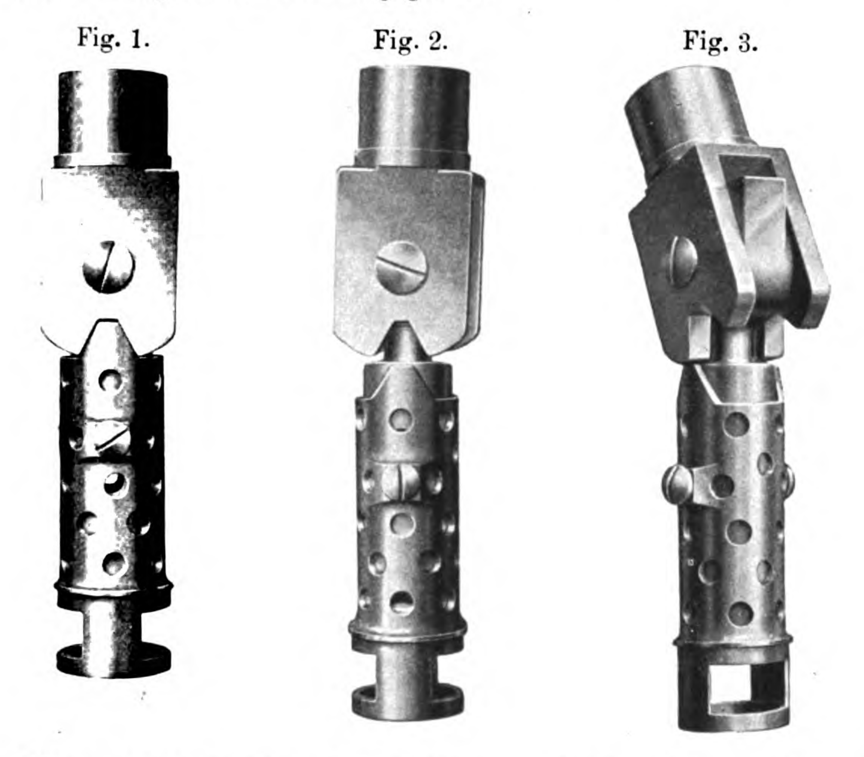
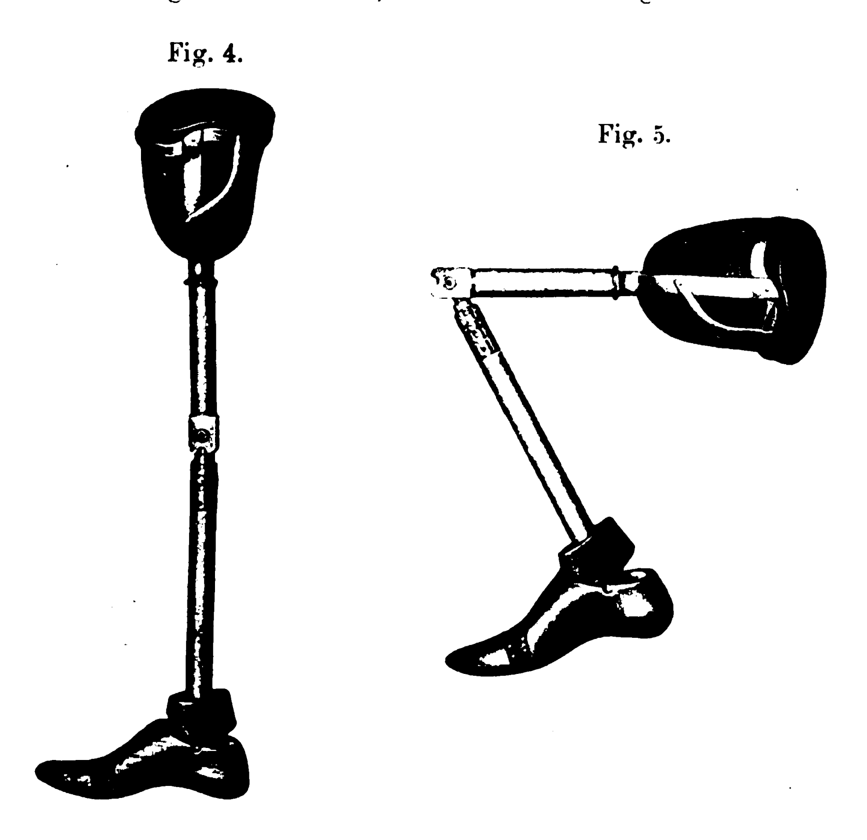


Fig. 1 zeigt das Gelenk in halber natürlicher Größe. Der obere gabelförmige Teil ist mit dem unteren mit einem Scharniergelenk verbunden. Der untere Teil besteht aus zwei Stahlhülsen, die ineinander stecken. In der inneren Hülse befindet sich eine kräftige Spiralfeder. Durch die Belastung wird die Feder zusammengedrückt und die äußere Hülse dem oberen Teil genähert. Damit greifen die an der äußeren Hülse angebrachten Zapfen in die Ausschnitte der Stahlgabel ein und das Gelenk steht fest (Fig. 2). Bei der Entlastung drückt die Feder die Hülse nach unten und das Gelenk ist wieder frei. An dem Gelenk ist, wie aus Fig. 3 ersichtlich, ein Anschlag, der die Bewegung nach vorne verhindert. Gebeugt kann das Gelenk bis über

den rechten Winkel werden (Fig. 4). Die Ansatzstücke oben und unten dienen zur Befestigung in den Röhren und sind aus demselben Stück wie die Gabel bzw. die Hülse. Das Ganze ist so stabil gebaut, daß wesentliche Reparaturen so gut wie ausgeschlossen sind, insbesondere ist die Feder so haltbar, daß nach technischen Erfahrungen (die Elastizitätsgrenze liegt so hoch, daß sie erst nach zehnfacher Normalbelastung erreicht wird) ihre Haltbarkeit gewährleistet ist.

Fig. 4.

Fig. 5.

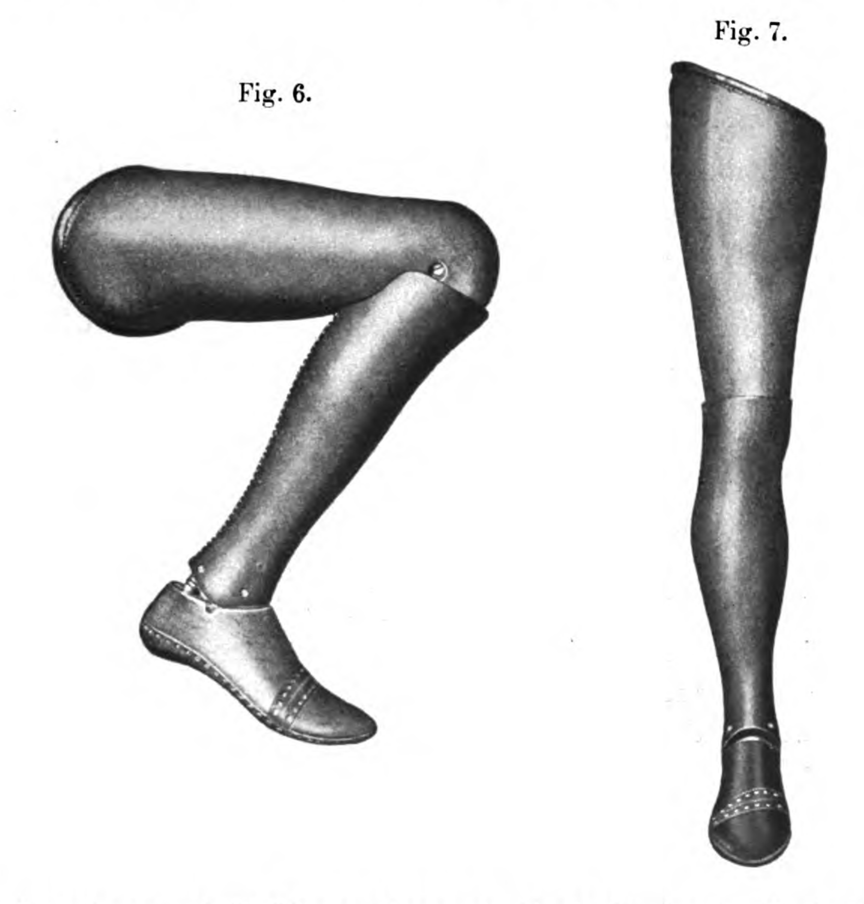


Zur Einbringung des Gelenkes in die Prothese ist das Röhrensystem benutzt worden. Die Vorteile dieses Systems sind bei größter Leichtigkeit die unbedingte Stabilität desselben und die leichte Verarbeitung. Wie aus der Fig. 4 hervorgeht, lassen wir die Röhre bis fast zum Stumpfköcher gehen, wodurch die Festigkeit wesentlich mitbedingt ist. Die Anbringung an den Stumpfköcher mittels Sitzringes zeigt die Figur ebenfalls. Das Fußgelenk ist ein Scharniergelenk, dessen einer Teil durch Schrauben und Gegenplatte im Fuß festgemacht ist. Die beiden letzten Abbildungen geben die Prothese nach der Verkleidung wieder, wobei wir bestrebt sind, auf die äußere Form des Beines besondere Sorgfalt zu verwenden. Die ganze Prothese

wiegt fertig 6—7 Pfund. Die Tragevorrichtung ist die übliche mit Führungsriemen, der verdeckt gelegt ist.

Es soll hier nochmals ausdrücklich betont werden, daß das Gerüst der Prothese die denkbar größte Haltbarkeit und Stabilität besitzt. Insbesondere ist das Gelenk aus bestem Stahl verfertigt und somit fast unbegrenzt haltbar, zumal Abnutzungsmöglichkeiten so gut wie

Fig. 6. Fig. 7.



nicht bestehen; auch die Einmontierung in die Stahlrohre ist die denkbar einfachste und haltbarste.

Wir verwenden zur Dauerprothese einen Lederköcher zur Aufnahme des Stumpfes für den Anfang und für noch wunde Stümpfe einen Filz oder Tuchköcher, polstern den oberen Rand mit Fettleder und lassen den Köcher, der genau nach dem Gipsabguß des Stumpfes hergestellt ist, ohne Polster. Ueber den geheilten Stumpf ziehen wir einen einfachen Strumpf. Dabei darf bemerkt werden, daß man die Polsterung der Stumpfköcher mit Wildleder doch allgemein verlassen sollte — aus hygienischen Gründen und um dauernd Reparaturen



und Neupolsterungen zu vermeiden. Die Stellung des Gerüstes im Knie ist absichtlich in ganz leichter Ueberstreckstellung gehalten, um dem Träger „das Gefühl des durchgedrückten Knies“ zu geben.

Es mußte sich von vornherein als Vorteil herausstellen, daß der Prothesenträger federnd auftrat. Nicht nur, daß der Gang an sich elastischer werden mußte, nahm die Feder den Stoß und kleine, sonst unangenehm empfundene Unebenheiten des Weges auf. Der größte Vorteil besteht aber darin, daß wir den Träger so früh, wie sonst nicht möglich, auf das Stumpfende auftreten lassen können, und daß er dauernd seinen Stumpf federnd belastet.

Wir haben, wenn ich hier einmal zusammenfassend aufzählen darf, folgende Vorteile der Konstruktion feststellen können:

1. Absolut feststehendes, nicht einknickbares Knie im Augenblick der Belastung.

2. Frei bewegliches Knie beim Gang.

3. Federnder Gang und seine Vorteile bei der Stumpfbelastung.

4. Größtmöglichste Sicherheit im Gang und damit Vertrauen auf die Prothese schon bei den ersten Gehversuchen.

5. Das Bergabgehen ist wesentlich leichter, das Bergaufgehen in keiner Weise behindert.

6. Vollkommenes Ausruhen im Stand dadurch, daß der Träger sich ohne jede Muskelanstrengung auf seine Prothese „setzt“.

7. Der wesentliche Vorteil dieser Prothese als Arbeitsprothese ist der, daß, wie schon angeführt, ihr Besitzer durch das sorglose Ruhen auf ihr einen stehenden Beruf (Schraubstock, Hobelbank usw.) dauernd ausüben kann, da er nicht mehr ermüdet wie ein gesunder Mensch, was sich bei der Ausprobierung der Prothese ganz unzweifelhaft ergeben hat.

8. Weiterhin ist es den Amputierten mit der Prothese möglich, leicht und völlig zu knieen, wobei das künstliche Knie nicht zurücksteht.

9. Dann ist das Bein ebenso weit zu beugen wie das gesunde. Das ist beim Sitzen auf geschweiften Bänken (elektrische Bahn, Eisenbahn usw.) zweifellos ein Vorteil.

10. Die Prothese vereinigt in sich Arbeits- und Schönheitsprothese. Absolute Festigkeit und Dauerhaftigkeit bei denkbar schöner äußerer Form.

11. Der Mann geht vom ersten Tage an mit dem Bein, das nachher seine Dauerprothese wird.



Wenn man heute die schon recht zahlreichen, mehr oder minder komplizierten und in der Herstellung recht kostspieligen Behelfsprothesen sieht, wenn man bedenkt, welche Menge Material und Arbeitskraft für die Anfertigung verbraucht wird, und wenn man schließlich weiß, daß der Gang der Träger damit ein in vielen Fällen sehr wenig guter ist, so darf ich es der Konstruktion meiner Prothese als ganz besonderen Vorteil anrechnen, daß bei ihr die Behelfsprothese völlig wegfällt. Praktisch kommt es doch in den allermeisten Fällen so, daß der Amputierte mit der Behelfsprothese sich einen der Eigenart der Behelfsprothese entsprechenden besonderen Gang angewöhnt. Ist er mit der Behelfsprothese hinreichend vertraut, so soll ihm die Dauerprothese werden. Wie lange das dauert unter den heutigen Verhältnissen, ist bekannt. Einen Mann aber mit der Behelfsprothese zu entlassen, wird bei den Konstruktionen, die ich gesehen habe, in den allermeisten Fällen unmöglich sein. Bekommt er aber dann — häufig erst nach Monaten —, wenn er entweder entlassen ist oder noch die ganze Zeit beim Ersatztruppenteil gewesen ist, vom Bandagisten seine Dauerprothese, dann ist er auf sich und nur, wenn er am selben Orte wohnt, noch auf den Bandagisten angewiesen; er muß sich mit der gelieferten Prothese einfach abfinden, muß neu damit gehen lernen.

Hier kann sofort zunächst der Unterschenkel vollkommen fertiggestellt werden mit der Verkleidung. Der Amputierte geht sofort auf seiner Dauerprothese, an die nach einiger Zeit nur noch die äußere Hülle für den Oberschenkel anzumachen ist. Wieviele Tage nutzbringender Arbeit werden dadurch gewonnen, daß wir den Mann nach 2—3 Wochen oder in noch kürzerer Zeit freigeben können.

Zur Herstellung der ganzen Prothese sei gesagt, daß fertig bezogen werden kann: das Kniegelenk, das noch kurz zu besprechende Fußgelenk, das Rohr, der Fuß und das zur Verkleidung einzubringende Holzkniestück. Damit hat der Bandagist den Stumpfköcher herzustellen und ihn zu befestigen, die Rohre auf Länge zu schneiden und die Verkleidung zu machen.

Als Fußgelenk habe ich eine besondere Konstruktion, bei der, in dem Rohr des Unterschenkelteiles geführt, eine Feder gegen die Grundplatte drückt und so alle nötigen Bewegungen ausführen läßt. Damit fallen alle Gummipuffer und alle freistehenden und damit nicht haltbaren Federn weg.

Die Prothese ist hinreichend ausprobiert, ist von Autoritäten überaus günstig aufgenommen und beurteilt worden und hat auf der

Prüfstelle für Ersatzglieder in Berlin-Charlottenburg ihre völlige Gebrauchsfähigkeit und ihre Vorteile bewiesen.

Herrn Generaloberarzt Dr. Föhlisch für das rege Interesse und die tatkräftige Unterstützung der Arbeiten gehorsamsten Dank. Schließlich habe ich noch dem Chefingenieur der Firma Elster & Co. in Mainz, Herrn v. Seidlitz, der die Konstruktion technisch durchgearbeitet und mich mit Rat und Tat unterstützt hat, sowie der Firma selbst, die mir ihre Werkstätten und das Material in hochherziger Weise zur Verfügung gestellt hat, herzlichst zu danken. Die Firma stellt auch weiter die patentamtlich geschützten Teile her.

Anmerkung: Inzwischen ist das Kniegelenk dahin umkonstruiert worden, daß statt der Zapfen eine Stufe angebracht ist, durch welche bei der Belastung nur eine Verkürzung von 4 mm eintritt. Da das Bein selbst so lang gemacht wird, daß bei der Belastung des gesunden Beines der Träger gerade aus der Arretierung ist, so kommt diese überaus geringe Differenz beim Hineingleiten in die Arretierung praktisch nicht in Frage.

Die Führungsschrauben sind außerdem weggefallen und eine besonders konstruierte Puffereinrichtung gewährleistet einen absolut geräuschlosen Gang.



XXXVIII.

Aus der orthopäd. Abteilung der Kgl. chirurg. Klinik zu Breslau. (Direktor: Marinegeneralarzt Geh. Med.-Rat Prof. Dr. H. Küttner, z. Zt. im Felde.)

Durch Prothesendruck (?) entstandenes Aneurysma art. fem.[1]).

Von

Prof. Dr. **Lothar Dreyer,**

stellvertr. Direktor der Klinik, chirurg.-orthopäd. Beirat im VI. Armeekorps.

Im folgenden möchte ich über einen höchst eigentümlichen Fall berichten, in der Hoffnung, daß vielleicht Mitteilungen von anderer Seite zur Klärung der hier entstandenen Frage beitragen.

Die ausführliche Krankengeschichte ist:

Landsturmmann Franz Schmidt, 33 J., wurde am 10. September 1915 durch Gewehrschuß am Unterschenkel rechts verwundet. Am 13. Oktober 1915 mußte wegen drohender Sepsis handbreit oberhalb des Knies der Oberschenkel abgesetzt werden. Seit der Operation, gibt der Patient an, habe er ruckweise Schmerzen an der Innenseite des Stumpfes am unteren Ende gehabt. Von Oktober bis Januar sei er auf Krücken gegangen, dann mit einer Gipsprothese. Vom 27. April bis 1. Mai, also nur wenige Tage, hat er eine Dauerbehelfsprothese getragen. Am 1. Mai bekam er schon sein künstliches Bein. Patient hatte von Anfang an das Gefühl, als ob das Kunstbein etwas eng sei. Mitte Juni begann das Bein anzuschwellen. Er wurde einem Facharzt vorgestellt, der einen zangenartigen Knochenvorsprung am Stumpfende fand, und diesen am 19. Juli durch Operation entfernte. Nach 4 Wochen stand Patient wieder auf und ging 8 Tage lang mit Krücken, dann griff er wieder zu seinem künstlichen Bein. Nach etwa 14 Tagen fühlte Patient sich unwohl, ohne zu wissen warum, doch soll damals das Bein nicht angeschwollen gewesen sein. In der Zeit vom 17. bis 27. August mußte er sich sehr stark anstrengen beim Kaffeetragen. Da begann der Stumpf anzuschwellen, Patient mußte sich hinlegen. An der Innenseite des rechten

[1]) Anmerkung bei der Korrektur. Unter dem Titel: „Falsches Aneurysma im Oberschenkelamputationsstumpf nach Erfrierung" hat F. Neugebauer einen ähnlichen Fall veröffentlicht (Zentralbl. f. Chir. 1916, S. 370).

Oberschenkels fand sich damals eine kleinapfelgroße Schwellung, die undeutlich fluktuierte, sehr druckempfindlich war und rasch wuchs.

Patient wurde in die hiesige Klinik eingeliefert. Die Untersuchung ergab ein großes, sich bis an das Leistenband erstreckendes infiziertes Aneurysma der Art. fem. Ich habe sofort die Femoralis oberhalb der Leistenbeuge freigelegt, abgeklemmt und dann den aneurysmatischen Sack, der sich bis nahe an das Stumpfende erstreckte, eröffnet. Die Arterie enthielt vier Finger unter der Leistenbeuge ein großes Loch und wurde doppelt unterbunden.

Nach dieser Anamnese muß es zunächst ganz rätselhaft erscheinen, wie dies Aneurysma hat entstehen können. Der Patient gibt auf das bestimmteste an, niemals am Oberschenkel verwundet worden zu sein. Er habe nur einen Schuß am Unterschenkel erhalten, und wie auch aus den Krankenblättern hervorgeht, ist lediglich dieses Schusses wegen, von dem aus eine Sepsis drohte, der Oberschenkel amputiert worden. Es ist dann noch später eine vorspringende Knochenzange abgetragen worden, ganz unten am Stumpfende, während das Loch in der Arterie vier Finger unter der Leistenbeuge saß. Da wir aber schließlich nach irgendeiner Erklärung suchen müssen, so scheint mir die einzige Möglichkeit für das Zustandekommen des Aneurysmas im folgenden zu liegen:

Die vorangegangene schwere Infektion hatte die Vitalität der Gewebe des Oberschenkels in Mitleidenschaft gezogen, ferner ist es ja bekannt, daß gerade bei Oberschenkelstümpfen eine hochgradige Atrophie der gesamten Weichteile durch Muskelschwund eintritt. Dadurch leidet die ganze Elastizität des Gewebes, und man könnte sich vorstellen, daß der Druck der von dem Patienten als zu eng empfundenen Hülse des künstlichen Beines die Arterie, die ja hier an sich schon sehr oberflächlich liegt, durchgerieben hat.

Der Fall erschien mir von so grundsätzlicher Bedeutung, daß ich eine Mitteilung darüber vor diesem besonders berufenen Leserkreise für angezeigt hielt.

XXXIX.

Ueber Stützapparate bei Radialis- und Peroneuslähmungen.

Von

Geh. Medizinalrat Prof. Dr. **Heinrich Hildebrand,** Marburg.

Mit 4 Abbildungen.

Die Zahl der Stützapparate für Radialis- und Peroneuslähmungen ist groß, ein Beweis, daß Apparate, die allgemeine Billigung gefunden hätten, noch nicht vorhanden sind. Und doch ist es wichtig, gerade für diese Lähmungen, die sich infolge des Krieges so außerordentlich häufen, Stützapparate zu haben, die einfach und billig sind und einen möglichst guten Gebrauch des gelähmten Gliedes gestatten.

Ich glaube, für beide Lähmungen brauchbare Vorschläge machen zu können.

A. Radialislähmungen.

Bei Radialislähmungen sind die Streckmuskeln der Hand und der Finger außer Tätigkeit gesetzt. Infolgedessen hängt die Hand schlaff herab, die Finger sind in den Grundgelenken gebeugt, Mittel- und Endglieder sind gestreckt. Die Hand ist fast unbrauchbar. Ein Stützapparat muß die Hand heben und die Finger in den Grundgelenken strecken. Die Streckung der Mittel- und Endglieder wird durch die kleinen Handmuskeln, die vom Ulnaris innerviert werden, besorgt und ist deshalb bei Radialislähmung unbehindert.

Soll die Hand zum Fassen gut gebraucht werden können, so muß die Hohlhand frei bleiben. Alle Apparate, bei denen feste Stützen in der Hohlhand liegen, sind meines Erachtens unbrauchbar, da sie beim Zugreifen hindern; ebenso solche, die nur das Handgelenk, aber nicht die Finger strecken. Trotz Tragens einer derartigen Stütze bleiben die Finger gebrauchsunfähig.



Einen Apparat, welcher die genannten Bedingungen erfüllt, habe ich schon vor einem Jahre angegeben (Münch. med. Wochenschr. 1916. Nr. 10).

Er besteht aus einer Ledermanschette für den unteren Teil des Unterarms und das Handgelenk (Fig. 1, *a*). Zu ihrer Verstärkung dient eine dünne Eisenschiene *b*. Am oberen Ende dieser Schiene ist ein quergestellter Bügel befestigt, welcher den Köpfen der Mittelhandknochen entsprechend verläuft (*c*). Von dem Bügel führt ein weicher Lederriemen *d* durch die Mittelhand, welcher die Hand an der Manschette festhält. Der Bügel *c* muß die Breite der Faust etwas über-

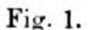
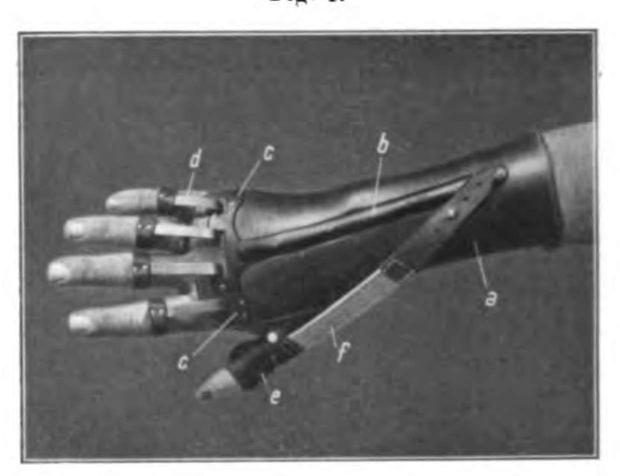


Fig. 1.



ragen, damit nach dem Anknüpfen des Lederriemens die Mittelhandknochen seitlich nicht zusammengedrückt werden.

Dadurch, daß die Mittelhand an die Manschette angedrückt wird, wird eine Streckung der schlaff herabhängenden Hand im Handgelenk bewirkt.

Nun handelt es sich noch darum, die Grundglieder der Finger zu strecken. Fast alle älteren Apparate bedienen sich zu diesem Zweck des elastischen Zuges. Es wurde versucht, die natürliche Wirkung der Sehnen durch Zug nach hinten nachzuahmen. Da die natürlichen Verhältnisse aber wegen des eigenartigen Ansatzes der Sehnen nicht nachzuahmen sind, so haben sich alle diese Methoden als unpraktisch herausgestellt. Ich habe deshalb versucht, die Finger durch Federkraft nach der Streckseite hin zu heben. Ich habe die verschiedensten Federn ausprobiert, am besten hat sich schließlich eine Spiralfeder bewährt.

An meinem Apparat sind an dem quergestellten Bügel c Uhrfedern d, die am unteren Ende spiralig aufgerollt sind, befestigt. Mittels vorn angebrachter Lederschleifen fassen sie die Grundglieder an ihren vorderen Enden und halten sie in Streckstellung. Die beiden vorderen Glieder können jetzt durch die Wirkung der vom Ulnaris versorgten kleinen Handmuskeln selbsttätig gestreckt werden.

Die Spiralfedern geben leicht nach, die Beugemuskeln können voll in Wirksamkeit treten und die Fingerspitzen mit Leichtigkeit bis in die Hohlhand gebracht werden. Läßt die Kraft der Beugemuskeln nach, so werden die Finger durch die Spiralfedern wieder gehoben und in Streckstellung gebracht. Auch seitlich geben die Federn nach, so daß Spreizen der Finger ohne weiteres gelingt.

Am Daumen läßt sich keine Spiralfeder anbringen, da er nach allen Seiten beweglich sein muß und der Mittelhandknochen selbst beweglich ist. Ich habe deshalb über das Grundglied des Daumens eine feste Lederkappe gezogen; sie ist mittels eines Gummizuges an der Manschette befestigt, und unter dem Gummizug liegt noch eine lange, gerade Uhrfeder. So wird auch hier das Grundglied weniger durch den Zug als durch Federdruck in Streckstellung gehalten (Fig. 1).

Der Stützapparat hat sich im allgemeinen ausgezeichnet bewährt. Er ist in vielen Exemplaren im Gebrauch. Wir haben die Leute mit dem Stützapparat in unseren Werkstätten arbeiten lassen. Sie können gut damit fassen und fast alle Arbeiten verrichten. Klagen habe ich kaum gehört.

Von einigen Seiten wird beanstandet, daß das Handgelenk festgestellt und nicht beweglich ist, daß infolgedessen einige Muskeln, welche funktionsfähig geblieben sind, ausgeschaltet werden. Das ist in der Theorie richtig, praktisch aber nach meinen Erfahrungen bedeutungslos. Jedenfalls empfinden die Leute, welche den Apparat tragen und damit arbeiten, die Feststellung des Handgelenks nicht unangenehm. Im Gegenteil konnte ich von solchen, welche auch andere Apparate mit beweglichem Handgelenk benutzt hatten, hören, daß sie bei festgestelltem Handgelenk besser arbeiten, kräftiger zufassen könnten; bei beweglichem Handgelenk geben die Federn oder Züge im Handgelenk bei kräftigem Zufassen nach und dadurch wird die Arbeit behindert.

Um die nicht gelähmten Beugemuskeln des Handgelenkes nicht auszuschalten und wenigstens seitliche Bewegungen der Hand zu ermöglichen, lasse ich neuerdings die Eisenschiene C in der Höhe des Handgelenkes mit einem seitlich drehbaren Scharniergelenk versehen.

Legt jemand besonderen Wert auf ein völlig bewegliches Handgelenk, so läßt sich der Apparat leicht auch mit einem solchen versehen.

Die Hauptsache ist aber die leichte Beweglichkeit der Finger, die mittels meiner Spiralfedern sehr gut gewährleistet ist; jedenfalls halte ich bis jetzt die Spiralfedern für die geeignetsten. Bei allen anderen Federn, welche angewendet werden, nimmt beim starken Beugen die Federkraft sehr zu und die Finger ermüden deshalb, wenn sie länger in Beugestellung gehalten werden müssen. Längeres Arbeiten mit derartigen Apparaten ist den Leuten unmöglich.

Der schwächste Teil meines Apparates war bisher der Zug am Daumen. Zwar kann der Daumen gut bewegt und gebraucht werden,

Fig. 2.



aber der Gummizug ist plump und sieht unschön aus. Ich habe deshalb von dem von König (Marburg) angegebenen Radialstützapparat die Daumenfeder entnommen; sie besteht aus einer Heusnerschen Serpentindrahtschiene und ist, da die Schiene für den Daumen die nötige Länge hat, recht brauchbar. Den mit den neuen Verbesserungen versehenen Apparat zeigt Fig. 2.

B. Peroneuslähmungen.

Der Stützapparat bei Peroneuslähmungen, der früher gewöhnlich angefertigt wurde, bestand aus einer in der Knöchelgegend mit Gelenk versehenen Schiene und Spitzfußzügel und wurde entweder in den Stiefel eingearbeitet oder an einer Stahlsohle, welche im Stiefel getragen wurde, befestigt. Er war zweifellos geeignet und erfüllte seinen Zweck. Nur war er plump und schwer. Der Träger ermüdete leicht.

Auch hier war man deshalb eifrig bemüht, neue Konstruktionen zu finden und vor allem die Apparate zu vereinfachen. Die verschiedensten Zugvorrichtungen, auch Federn in allen möglichen Arten und



an den verschiedensten Stellen wurden angebracht, um normale Stellung des Fußes zu erzielen.

Auch ich habe, veranlaßt durch die zahlreichen Fälle von Peroneuslähmung und durch den Mangel einer allgemein brauchbaren Schiene, mich mit Herstellung neuer Stützapparate befaßt.

Bei Peroneuslähmungen muß schon sehr frühzeitig Bedacht darauf genommen werden, dem Fuße die gute Stellung zu erhalten, damit es nicht zur Kontraktur der Wadenmuskeln und zu Spitzfußstellung kommt. Deshalb muß alsbald, d. h. sofort, wenn der Patient Gehversuche anstellt, durch eine Vorrichtung der herabhängende Fuß gehoben werden.

Derartige Vorrichtungen müssen schon angebracht werden, wenn der Patient noch in Behandlung ist, wenn die Wunden vielleicht noch gar nicht geheilt sind, wenn infolge von Schwellungen an Herstellung und Anpassung eines Dauerapparates noch gar nicht gedacht werden kann. So verlangt es ja auch die Verfügung des Kriegsministeriums, Medizinalabteilung, Nr. 1351/6 16 M.A. vom 23. Juni 1916. Es ergibt sich also für uns die Pflicht, für jede Peroneuslähmung, selbst wenn gute Aussicht auf völlige Wiederherstellung besteht, vorläufig einen „Behelfsapparat" anzulegen.

Der Behelfsapparat kann einfach sein. Er soll einen anderen Zweck erfüllen als der endgültige Stützapparat bei dauernder Lähmung.

Bei der letzteren beabsichtigen wir, nicht nur die Streckmuskeln zu ersetzen und die Fußspitze zu heben, sondern wir müssen auch die Musculi peronei, die Heber des äußeren Fußrandes, die Muskeln, welche dem Fuß nach außen Halt geben und Umkippen verhüten, ersetzen.

Bei der Behelfsschiene kommt es uns nur darauf an, den herabhängenden Fuß zu heben, um Spitzfußstellung zu vermeiden, und so das Gehen etwas zu erleichtern.

Bei der Behelfsschiene kommt es nicht auf tadellosen Sitz an, denn der Kranke darf noch nicht viel gehen und muß sich noch im Lazarett aufhalten.

Ferner muß eine Behelfsschiene billig und so eingerichtet sein, daß sie jedem Kranken paßt, daß sie von mehreren Kranken nacheinander getragen werden kann, und nicht nach Gebrauch fortgeworfen zu werden braucht.

Eine derartige einfache Schiene habe ich hergestellt (Fig. 3).

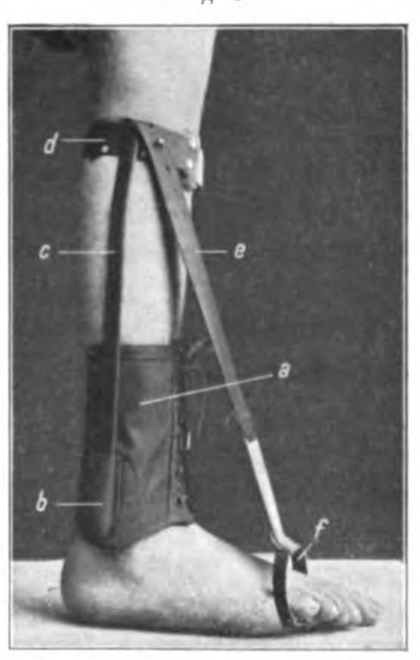
Sie besteht aus einer 20 cm breiten Manschette *a* aus Segeltuch für den unteren Teil des Unterschenkels oberhalb der Knöchel. Sie



wird geschnürt und paßt infolgedessen jedem. An der äußeren Seite oberhalb des Knöchels befindet sich eine kleine, mit Filz unterlegte Tasche *b*. In diese Tasche paßt eine 40 cm lange, dünne Eisenschiene *c*. An ihrem oberen Rande ist ein Riemen *d* befestigt, der an der Wade angeschnallt wird.

Der Riemen trägt vorn einen Knopf, an ihm ist ein Gummizug befestigt. Der Gummizug *e* (oder eine Metallspirale) ist unten mit einem kleinen eisernen Bügel *f* versehen; er wird von vorn über die Stiefelspitze geschoben und hält sich selbsttätig an der Stiefelsohle. (Im Bild ist der Bügel am nackten Fuß angelegt. In Wirklichkeit soll er an die Stiefelsohle gesteckt werden.)

Fig. 3.



Der Bügel kann leicht gebogen und der Form des Stiefels oder Pantoffels angepaßt werden. Durch die über dem Knöchel festsitzende Manschette und die in ihr steckende Schiene wird am oberen Teil des Unterschenkels ein fester Punkt geschaffen, der sich nicht verschieben kann. Ein solcher fester Stützpunkt ist unbedingt notwendig, damit der Spitzfußzügel einen Halt hat. Oft sah ich Leute mit Peroneuslähmungen, bei welchen ein Spitzfußzügel einfach an einem um die Wade gelegten Riemen befestigt war. Das sieht sehr einfach und praktisch aus. Zunächst wird auch der Zweck erreicht, der Fuß wird nach oben gehalten. Schon nach kurzer Zeit aber rutscht der Riemen nach unten, und der Fuß hängt wieder herab. Das Herabrutschen wird besonders dadurch begünstigt, daß bei allen Peroneuslähmungen die Muskulatur des Beines stark geschwunden ist und dadurch die Wade keinen Halt gewährt.

In unserem Lazarett haben wir etwa ein Dutzend meiner Behelfsschienen vorrätig. Jeder Peroneuskranke erhält einen Apparat, sobald er zu gehen anfängt. Die Schienen passen stets; selten habe ich Klagen über Druck gehört. Bessert sich die Lähmung nicht und erhält der Patient einen Dauerapparat, so gibt er die Behelfsschiene wieder ab; nach ihm trägt sie ein anderer. —

Läßt sich die Frage der Behelfsschiene so ziemlich einfach lösen, so ist es viel schwieriger, einen billigen und einfachen Dauerapparat zu schaffen. Gerade der Umstand, daß die Behelfsschiene jedem paßt, ließ es mir wünschenswert erscheinen, auch zum ständigen Tragen eine Schiene zu finden, die nicht für den einzelnen angefertigt zu werden braucht, die jedem Kranken angelegt werden kann und zu der vor allem kein besonderer Schuh getragen zu werden braucht. Alle Konstruktionen, welche Schienen mit Gelenken vorsehen, ebenso solche, an denen sich Stahlsohlen finden, fielen deshalb für mich von vornherein aus. Wie so viele andere versuchte ich es mit Federn.

Federn, welche in den Schuh hineingearbeitet sind, taugten wieder nicht für meinen Zweck; sie müssen für den Schuh angepaßt werden, die Schuhe müssen aufgerissen werden usw. Es sollte etwas Einfacheres sein.

Zufällig sah ich im Lehrbuche von Schanz ein Bild, welches eine einfache Stütze bei schlotterndem Fußgelenk darstellt. In den Schaft des Stiefels ist an der äußeren Seite eine Heusnersche Serpentindrahtschiene eingearbeitet, welche an der Wade mit einem Riemen befestigt ist. Die Schiene stützt den Fuß nach außen, so daß er nicht umkippen kann. Anderseits gestattet sie freie Bewegung des Fußes im Gelenk, weil sie hierbei in sich federnd nachgibt. Die eine Bedingung für eine Peroneusschiene, die Stütze des Fußes nach außen, wird also durch sie erfüllt.

Ich überlegte, ob es nicht möglich sei, eine derartige Feder bei Peroneuslähmung zu verwerten, indem oben der übliche Spitzfußzug angebracht würde.

Die Befestigung der Schiene im Stiefelschaft mußte allerdings fortfallen, weil die Stiefel aufgerissen werden müßten und Schaden erlitten. Ich versuchte deshalb, die Schiene anders zu befestigen, und kam nach einigen Versuchen darauf, sie neben dem Stiefelschaft nach unten zu führen, direkt vor dem Absatz unter der Sohle weiterzuleiten und hier zu befestigen. Auf diese Weise kann die Schiene sofort mittels zweier Nieten an jedem Stiefel angebracht werden, ohne daß am Stiefel irgendwelche Veränderungen vorgenommen zu werden brauchen.

Nun gedachte ich den Zug für den Spitzfuß noch vorn am Stiefel anzubringen. Dabei zeigte sich gelegentlich eines Versuches, als ein Patient eine derartig am Stiefel angebrachte Heusnersche Feder trug, daß der Fuß schon durch den Druck der Feder in normaler Stellung

gehalten wurde. Durch eine etwas verstärkte Biegung der Feder ließ es sich sogar erzielen, daß der Fuß etwas gehoben wurde, so daß Patient allein mit dieser Feder vorzüglich gehen konnte. Ein besonderer Zug zum Heben der Fußspitze war gar nicht nötig. Der Stützapparat für Peroneuslähmung war fertig (Fig. 4).

Wir haben daraufhin in einer ganzen Anzahl von Fällen eine solche Schiene angewendet und vorzügliche Resultate erzielt.

Fig. 4 zeigt den sehr einfachen Apparat. Die Feder *a* ist unter der Sohle befestigt. Sie stützt den äußeren Fußrand und hebt den

Fig. 4.



Fuß nach oben; um letzteres zu erzielen, muß sie etwas nach vorn gebogen werden, wie die freistehende Feder zeigt. Anfangs hatte ich die Feder selbst umgebogen und unter der Sohle befestigt. Zweckmäßiger erschien es später, unter der Sohle vor dem Absatz ein kleines Eisenblech *b* mittels zweier Nieten zu befestigen und an dieses die Heusnerschen Federn anzuschrauben. Das Eisenblech wird von vorn her ein wenig in den Absatz hineingeschoben, dadurch bekommt es einen festeren Halt.

Neuerdings habe ich eine weitere Verbesserung angebracht. Das Eisenblech wird nicht angenietet, sondern mittels einer Schraube werden ähnlich wie bei Schlittschuhen zwei an dem Eisenblech angebrachte, die Sohle fassende Klammern fest angezogen und so das Blech unter der Sohle befestigt.

Dadurch wird es ermöglicht, die Schiene mit leichter Mühe sofort an jedem Stiefel anzulegen.

Läßt die Feder in ihrem Druck nach, kann man sie mit der Hand leicht etwas stärker biegen.

Um den Druck am Bein möglichst wenig empfindlich zu machen, habe ich zwei Befestigungsriemen *c* und *d* am Unterschenkel angebracht, damit der Druck verteilt wird. Der obere Teil der Feder muß, um diese Wirkung zu erzielen, besonders stark nach vorn gebogen werden.

Der Apparat ist sehr einfach, er drückt nirgends, da die Patienten ihren gewohnten Schuh tragen können, ohne daß er irgendwie verändert wird. Der Apparat liegt nur an den zwei Punkten am Unterschenkel an; hier ist durch eine leichte Filzunterlage der Druck noch gemildert.

Unsere bisherigen Erfahrungen sind sehr gut. Der Apparat wird sofort als Wohltat empfunden und gern getragen[1]).

[1]) Die sämtlichen geschilderten Apparate liefert die orthopädische Werkstatt Kapphingst in Marburg a. L. zu den Preisen von 22, 12 und 26 M. (D.R.G.M.).



XL.

Welchen Einfluß haben angeborene Wirbelsäulenverkrümmungen auf die Kriegsbrauchbarkeit?

Von

Sanitätsrat Dr. **Edmund Falk,** Oberstabsarzt.

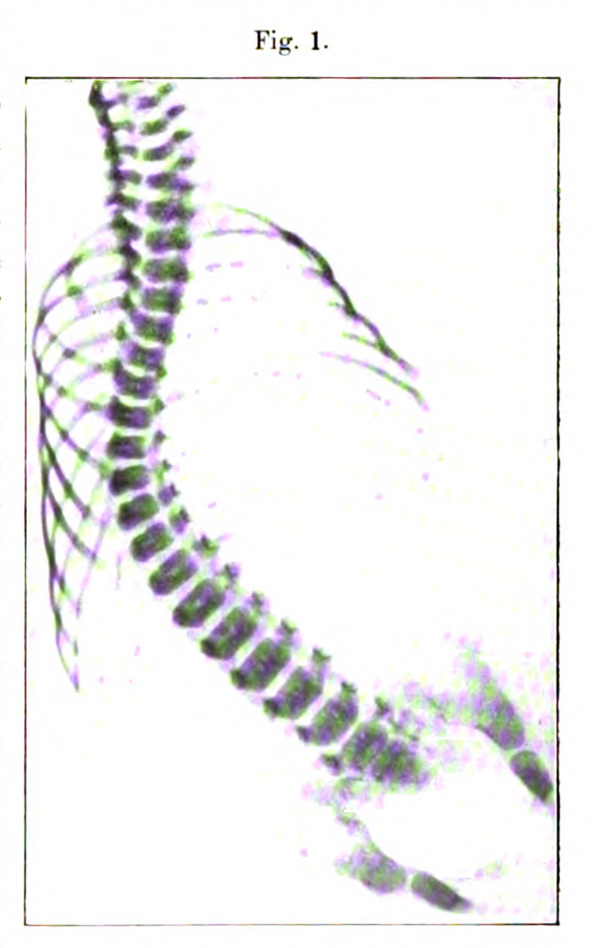
Mit 8 Abbildungen.

Bei der Beurteilung der Dienstfähigkeit werden die Verkrümmungen der Wirbelsäule, welche zu einer hochgradigen Verkrüppelung und Mißgestaltung des ganzen Körpers führen, sei es, daß sie erworben, sei es, daß sie angeboren sind, jede Art von Kriegsbrauchbarkeit ausschließen. Ganz anders sind die Fälle von Wirbelsäulenverkrümmungen zu beurteilen, in denen es nur zu einer mehr oder weniger starken Abbiegung der Wirbelsäule kommt, die als solche die Dienstfähigkeit nicht verhindert, bei denen aber die Grundursache der Verkrümmung von ausschlaggebendem Einfluß auf die Beurteilung der Dienstfähigkeit sein kann. Eine durch tuberkulöse Erkrankung hervorgerufene Verkrümmung der Wirbelsäule wird nur nach sicherer Feststellung, daß jeder fortschreitende oder nicht zum Stillstand gekommene tuberkulöse Prozeß sich ausschließen läßt, den betreffenden Mann als kriegsbrauchbar bewerten lassen, während eine wesentlich stärkere Verkrümmung der Wirbelsäule, falls ihre Ursache als eine angeborene anerkannt ist, als solche keinerlei Einfluß auf die Beurteilung der Kriegsbrauchbarkeit, insbesondere auch der Kriegsverwendungsfähigkeit, haben kann, die einzig und allein nach dem allgemeinen Zustand des zu Musternden zu beurteilen ist. Von dem Grade der Wirbelsäulenverkrümmung ist es nur abhängig, ob der Betreffende kriegsverwendungsfähig oder nur garnison- oder arbeitsverwendungsfähig ist. Es ist daher von Interesse, festzustellen, ob wir aus der Form der Wirbelsäulenverbiegung sichere Rückschlüsse auf eine angeborene Entwicklungsstörung ziehen können.



Zahlreiche Präparate von Wirbelsäulenverkrümmung, welche ich pathologisch-anatomisch untersucht habe — das Resultat der Untersuchungen ist in einer Monographie „Ueber angeborene Wirbelsäulenverkrümmungen"[1]) niedergelegt — und viele klinische Fälle, die ich gemeinsam mit Georg Joachimsthal untersucht habe — sein frühzeitiger Tod verhinderte ihn, dieselben ausführlich zu schildern —, führten uns zu dem Resultat: daß bei angeborenen Wirbelsäulenverkrümmungen nicht eine bestimmte Seite oder ein bestimmter Abschnitt der Wirbelsäule als vorzüglich betroffen gelten kann. Die frühere, auf Grund weniger Fälle fußende Annahme, daß sich bei angeborenen Wirbelsäulenverkrümmungen gewöhnlich eine linkskonvexe Wirbelsäulenabbiegung mit dem Scheitel am VIII. oder IX. Brustwirbel fände, ist nicht haltbar. Eine Bevorzugung einer bestimmten Seite ist nicht nachweisbar. Der linkskonvexen Abbiegung eines bestimmten Wirbelabschnittes entspricht nicht selten eine rechtskonvexe in einem benachbarten Teile, so daß wir in keinem Falle aus dem Ort und der Lage der Wirbelsäulenverkrümmung Rückschlüsse auf die intrauterine Entstehung machen können, insbesondere, da auch der Scheitel der Konvexität bei der angeborenen Verkrümmung keine bestimmte Stelle bevorzugt. Daß wir sie im Bereiche der Brustwirbelsäule häufiger finden als z. B. an der Lendenwirbelsäule, hängt mit der größeren Zahl der Brustwirbel im Vergleich zu den anderen

Fig. 1.



[1]) Falk, Ueber angeborene Wirbelsäulenverkrümmungen, eine pathologisch-anatomische Studie. Einzelheft aus „Studien zur Pathologie der Entwicklung" von Meyer und Schwalbe. Verlag von Gustav Fischer, Jena 1914.

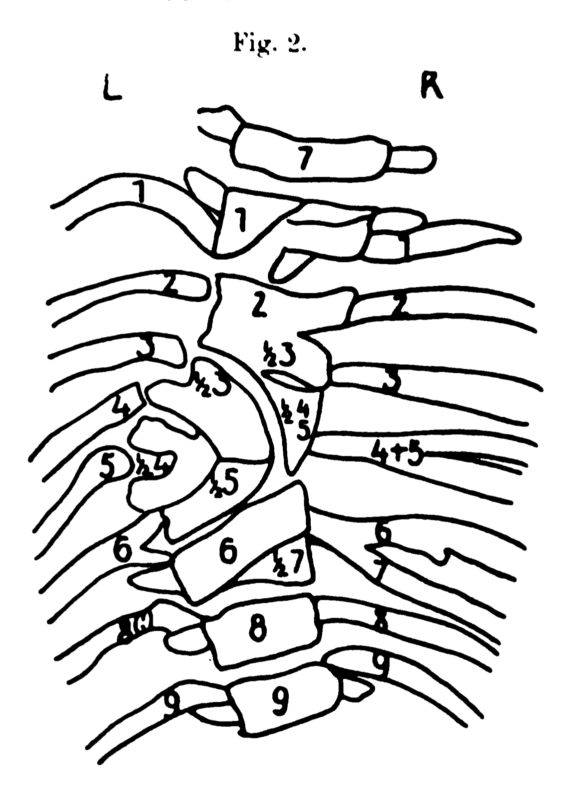


Wirbelabschnitten zusammen, aber auch an der Lendenwirbelsäule ist sie nicht selten; dasselbe gilt für die Halswirbelsäule. Ja, für die angeborene lordotische Abbiegung ist die Halswirbelsäule, wie wir nachweisen konnten, eine bevorzugte Stelle. Am seltensten finden sich angeborene Abbiegungen am Kreuzbein, aber auch skoliotische Becken als Folge einer angeborenen Entwicklungsstörung sind beobachtet; so konnte in einem Falle eine typische Lumbosakralskoliose von Joachimsthal beschrieben werden, in dem sich zwischen dem V. Lendenwirbel und dem Kreuzbein ein eingeschalteter Halbwirbel nachweisen ließ. Auch die Form der Wirbelsäulenverkrümmung ist bei der angeborenen Deviation nicht charakteristisch. Neben Skoliosen, welche sich über einen großen Abschnitt der Wirbelsäule erstrecken, finden sich vielfach Verkrümmungen mit hochgradigen Störungen im Aufbau der Wirbel (Halbwirbel, Rudimentärwirbel, Spaltbildung usw.), bei denen die Abbiegung nur auf einen kleinen Bezirk beschränkt ist. Als Beispiel für die erste Form kann die Wirbelsäulenverkrümmung eines ausgetragenen Kindes gelten, bei dem neben einer linkskonvexen, mit einer Torsion nach der Konvexität verbundenen Skoliose der Brust- und Lendenwirbelsäule, deren Scheitel der XI. Brustwirbel bildet, sich eine Lordose der Halswirbelsäule mit leichter linkskonkaver Skoliose findet (Fig. 1 S. 811, Beschreibung siehe S. 814). Als Beispiel dafür, daß auch hochgradige Veränderungen im Aufbau der Wirbelsäule bei angeborener Entwicklungsstörung nur geringe Formveränderungen der Wirbelsäule hervorzurufen brauchen, diene folgendes Präparat (Fig. 2).

An dem jugendlichen Skelett besteht nur eine geringe, vom letzten Halswirbel bis zum IX. Brustwirbel reichende linkskonvexe Skoliose ohne wesentliche Torsion. Den Scheitel bildet der deform entwickelte IV. Brustwirbel. Der I. Brustwirbel, welcher ein Uebergangswirbel ist, mit vollkommener Entwicklung der linken und mit rudimentärer Entwicklung der rechten Rippe zeigt eine Spaltung der Wirbelkörper, welche den Wirbel schräg von rechts oben nach links unten durchsetzt. Der III. Brustwirbel ist in zwei Halbwirbel getrennt, von denen der linke mit einem IV. und V. Halbwirbel eine zusammenhängende knöcherne Masse darstellt. Rechts entspricht diesem nicht differenzierten Wirbel ein keilförmiger Halbwirbel, welcher mit dem kranialwärts gelegenen, aus dem II. Brustwirbel und dem III. rechtsseitigen Halbwirbel bestehenden Komplex in knöcherner Verbindung steht. Dieser keilförmige Halbwirbel muß nach dem Abgang der sehr breiten.

in ihrer Mitte gespaltenen Rippe als Verschmelzung eines IV. und V. Halbwirbels aufgefaßt werden. Mit dem VI. Brustwirbel ist rechts ein Halbwirbel verschmolzen, daher gehen von ihm rechts zwei an ihrem Ursprunge zusammenhängende Rippen ab, links hingegen nur eine. Der VII. linke Halbwirbel und die entsprechende Rippe sind nicht zur Entwicklung gekommen. Bemerkenswert ist endlich die unregelmäßige Form der Vertebralenden der Rippen im Bereich der Wirbeldeformität. Von der VI. linken Rippe geht in der Gegend des Tuberculum costae eine Knorpelspange aus, welche eine Verbindung mit dem V. linksseitigen Halbwirbel darstellt (Röntgenbild siehe Tafel X, Fig. 19 der Monographie).

Fig. 2.

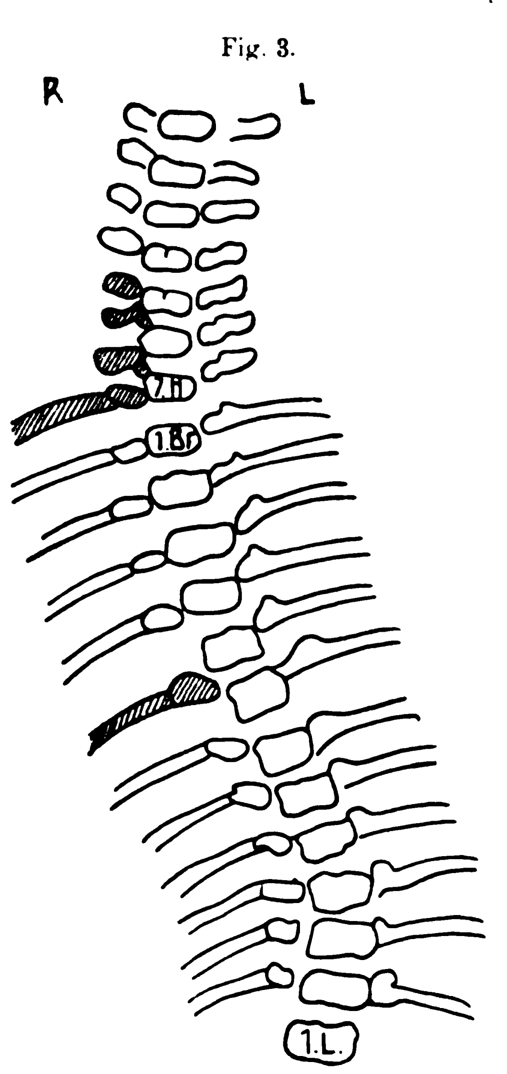


Insbesondere sehen wir, daß bei kongenitalen Skoliosen, bei denen ein Keilwirbel (Halbwirbel) eingeschaltet ist, die Abweichung der Wirbelsäule von der Norm auffallend gering ist, und zwar dadurch, daß bereits im intrauterinen Leben — ohne daß grobmechanische Momente eine Rolle spielen — durch Wachstumsrichtung und Wachstumsenergie der benachbarten Wirbelabschnitte ein gewisser Ausgleich beginnt, der allerdings erst im extrauterinen Leben seine volle Höhe erreicht. Auch die Art der Abbiegung zeigt nichts für das angeborene Bestehen der Verkrümmung Charakteristisches. Denn neben mehr oder weniger ausgesprochener Winkelbildung finden sich Fälle von Wirbelsäulenverkrümmung mit relativ großem Radius der Kurve. Eine Abweichung der Wachstumsrichtung scheint allerdings sich wesentlich häufiger bei angeborenen Wirbelsäulenverkrümmungen zu finden als bei erworbenen; es ist dieses die Torsion nach der Konkavität, die ihre Ursache in einer im physiologischen Wachstum begründeten Spiraldrehung der Fruchtachse hat. Wenn wir also im allgemeinen nach der äußeren Form bei einer Wirbelsäulenverkrüm-

mung, die im extrauterinen Leben zur Beobachtung kommt, ohne genaue Anamnese nicht mit Sicherheit den angeborenen Charakter feststellen können, so bilden die nachweisbaren Veränderungen im Bau der Wirbelsäule, wie sie uns die Röntgenplatte zeigt, das einzig sichere Kriterium zur Feststellung der Diagnose des angeborenen Charakters der Wachstumsstörung. Die Feststellung einer gleichzeitigen Spina bifida oder des Sprengelschen Schulterblatthochstandes werden uns gelegentlich schon bei äußerer Betrachtung auf die angeborene Natur der bestehenden Wirbelsäulenverkrümmung hinweisen.

Fig. 3.



Die Veränderungen im Bau der Wirbelkörper werden allerdings bei der Durchleuchtung nicht immer einwandfrei zutage treten. So gab uns bei einer angeborenen Skoliose der Brust- und Lendenwirbelsäule eines neugeborenen Kindes (Fig. 3) erst die Präparation vollkommenen Aufschluß. Sie zeigte uns, daß bei der Wirbelsäule sich folgende Abweichungen von der Norm feststellen ließen. Am V. Halswirbel entspringt der rechte Querfortsatz abnorm kranialwärts. Am VI. Halswirbel, dessen linke Seite normal gebildet ist, geht ebenfalls abnorm kranialwärts die rechte Bogenhälfte ab. Der Knochenkern des Wirbelkörpers ist auffallend breit und steht mit einem etwas mehr dorsalwärts gelegenen zweiten Querfortsatz in Verbindung, der, von dem folgenden siebenten Bogen vollständig getrennt, durch eine schmale, von seiner ventralen Hälfte ausgehenden knorpeligen Brücke mit dem proximalen Rande des VII. Wirbelkörpers zusammenhängt. Der VII. Wirbel zeigt außerdem einen gut ausgebildeten Querfortsatz, welcher nahe der

kaudalen Fläche des Wirbels entspringt und in keinem Zusammenhange mit der Bogenhälfte dieses Wirbels steht. Von dem VII. Halswirbel geht rechts eine große Halsrippe ab. Von dem V. Brustwirbel geht vom kaudalen Winkel eine rechte Bogenhälfte ab, die über die Zwischenscheibe hinweg mit dem kranialen Rande des VI. Brustwirbels zusammenhängt. Es hat also auf der rechten Seite eine Verschiebung der Wirbelbogen in toto stattgefunden, und so erklärt sich das Auftreten der Halsrippe, da der Bogen, von dem sie ausgeht, genetisch zum I. Brustwirbel gehört, als das Produkt des I. Brustwirbels. Daher haben wir rechts eine Halsrippe und 11 Rippen, links hingegen 12 Rippen, welche von Brustwirbeln ausgehen.

Zu den angeborenen Wirbelsäulenverkrümmungen gehören die bei Chondrodystrophie, und ähnliches gilt auch von den bei Osteogenesis imperfecta beobachteten Abbiegungen der Wirbelsäule, welche ihre Ursache in einer Ernährungsstörung, also in einer Erkrankung der gesamten knorpeligen Grundlage des Skelettsystems haben. Bei ihnen besteht bereits bei der Geburt eine charakteristische Abweichung der Wirbelsäule, nämlich die durch Abbiegung des Kreuzbeins und seine Neigung gegen die Horizontale bedingte tiefe Einsattelung in der Lendengegend, während die Kyphose der Brustwirbelsäule, welche sich bei einer Reihe von lebensfähigen Chondrodystrophischen findet, als sekundäre ausgleichende Abbiegung der Wirbelsäule aufzufassen ist. Eine bei dieser Erkrankung relativ seltene, bei der Geburt bereits vorhandene seitliche Abbiegung der Wirbelsäule habe ich in der Arbeit über Wirbelsäulenverkrümmungen (S. 313) beschrieben und abgebildet[1]). Alle diese Wirbelsäulenverkrümmungen werden aber, da die Mißgestaltung des Körpers (Zwergbildung) beim ausgewachsenen chondrodystrophischen Zwerge gewöhnlich sehr hochgradig ist, für uns insofern von untergeordnetem Interesse sein, als bei ihnen jede Kriegsbrauchbarkeit ausgeschlossen ist.

Scharf zu scheiden von diesen angeborenen Wirbelsäulenverkrüm-

[1]) Daselbst konnte nachgewiesen werden, daß die J a n s e n sche Annahme eines chondrodystrophischen Zwerges als Amnionzwerg, der durch ein Zwergamnion aufgerollt ist, nicht zutrifft. Auf die eigentliche Ursache der Wirbelsäulenabbiegung bin ich in meinem Buche „Die Entwicklung und Formen des fötalen Beckens" (Berlin 1908, Verlag von S. Karger, S. 130 ff.), sowie in der Monographie über Wirbelsäulenverkrümmung (S. 307—315) und in einer Arbeit über fötale Entwicklungsstörungen am Becken und an der Wirbelsäule als Ursache von Deformitäten, insbesondere von Skoliosen (Zeitschr. f. orthop. Chir. Bd. 31, S. 359) eingegangen.



mungen sind die sekundären Wirbelsäulenverkrümmungen, bei denen zwar eine angeborene Entwicklungsstörung besteht, die sich aber erst im extrauterinen Leben, unter der Einwirkung der Rumpflast, durch Beeinflussung der aufrechten Haltung ausbilden (infantilistische Wirbelsäulendeformitäten). Hier kommen insbesondere die Wirbelsäulenverkrümmungen in Betracht, bei denen sich an den einzelnen Grenzregionen Varietäten (Assimilationen) finden, bei denen also sog. Uebergangswirbel nachzuweisen sind. Insbesondere gehört hierher die Skoliose, welche sich bei bestehender Varietät der lumbosakralen Grenzregion findet, bei der also ein Lendenwirbel mehr oder weniger vollkommen die Charaktere eines Kreuzbeinwirbels angenommen hat, zum Teil in das Kreuzbein aufgenommen, eine von der Norm abweichende Gestaltung dieser Grenzregion herbeigeführt hat, bzw. wenn ein Kreuzbeinwirbel teilweise die Form eines Lendenwirbels aufweist. Mit dieser Assimilation muß eine um so größere Ungleichheit beider Hälften der Grenzregion der Lendenwirbel eintreten, je größer die Differenz der Umformung dieses Lendenwirbels zu einem Kreuzbeinwirbel auf beiden Seiten ist. Dieselben Abweichungen im Verlaufe der Wachstumsrichtung der Wirbelsäule können naturgemäß an jeder anderen Grenzregion der Wirbelsäule eintreten, und über den Einfluß, den Halsrippen auf die Verbiegung der Wirbelsäule ausüben, findet sich eine ausführliche Literatur. Aber gerade bei dem Bestehen von Halsrippen ist die gleichzeitig vorhandene Skoliose sicher nicht kongenital. Denn es dürfte kein Fall bekannt sein, in dem bei der Geburt bereits eine Skoliose durch eine Halsrippe verursacht wurde, ohne daß sich gleichzeitig hochgradige Veränderungen im Aufbau der Wirbel vorfanden. Derartige Fälle sind in der Monographie geschildert. Erst während der Entwicklungsjahre können, wie Böhm mit Recht betont, dadurch, daß die auf die Halsrippe folgende Rippe in Form und Ansatz den Charakter einer zweiten Rippe annimmt, Rippenasymmetrien entstehen, die das klinische Bild von Skoliosen im cervikodorsalen Abschnitte erzeugen.

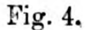
Bei einer größeren Gruppe dieser infantilistischen Entwicklungsstörungen, denjenigen nämlich, bei denen sich Störungen der bilateralen Symmetrie finden, die eine Unterentwicklung der einen Brustkorbhälfte erzeugen, ebenso bei den Wirbelsäulenverkrümmungen, bei denen eine infantile Form der oberen Brustapertur vorhanden ist — sei es durch Verkürzung der I. Rippe, oder des Rippenknorpels, oder aber sei es, daß bei ihnen ein abnormes Höhenwachstum der Brustwirbelsäule eine starke Neigung der Thoraxapertur und eine Skoliose verursacht — ist

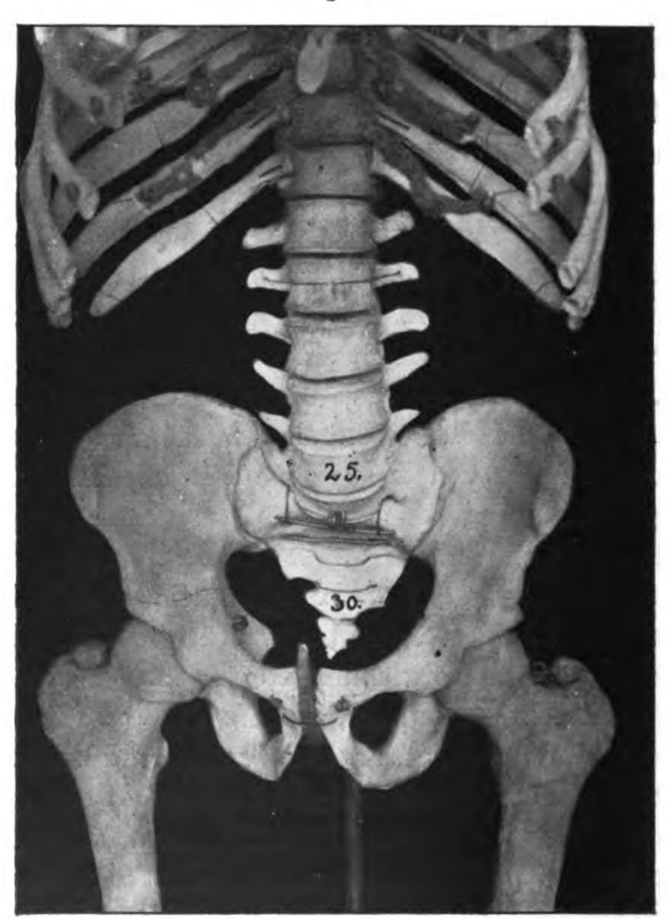


für die Beurteilung der Kriegsbrauchbarkeit nicht die Entwicklungsstörung als solche und auch nicht die aus ihr folgernde Wirbelsäulenverkrümmung maßgebend. Sie ist relativ geringfügig und schließt eine Kriegsbrauchbarkeit nicht aus. Einzig und allein die im Verlaufe der fortschreitenden Entwicklung entstandenen Organveränderungen sind von bestimmendem Einfluß. Denn aus den Untersuchungen von W. A. Freund haben wir gelernt, daß wir bei der Verkürzung der I. Rippe auf diese als Ursache einer mangelnden Entfaltung der Lungenspitze und auf sekundäre Lungenerkrankung zu achten haben, und ebenso wird eine Unterentwicklung der einen Brustkorbhälfte auch bei geringfügiger Wirbelsäulenverkrümmung die Kriegsbrauchbarkeit beeinträchtigen können.

Ganz besonders soll an dieser Stelle auf die Wirbelsäulenverkrümmungen bei Assimilation der lumbosakralen Grenzregion hingewiesen werden, da es ja naturgemäß ist, daß unser Standpunkt in der Beurteilung der Kriegsbrauchbarkeit ein verschiedener sein wird, je nach dem Urteil, das wir über die angeborene Natur dieser Entwicklungsstörung haben. Sind diese Wirbelsäulenverkrümmungen, wie nach den ersten Untersuchungen von Perrone fast allgemein angenommen wurde, angeborene, wird die Wirbelsäulenverkrümmung einzig und allein durch die von der Norm abweichende Form der Grenzwirbel erzeugt, so folgert daraus, daß die Kriegsbrauchbarkeit in keiner Weise durch diese Entwicklungsstörung beeinträchtigt wird. Können wir aber nachweisen, daß die Entwicklungsstörung nicht die einzige Ursache der Wirbelsäulenverkrümmung ist, sondern daß diese unter denselben Bedingungen zustande kommt, unter denen sie auch bei normaler Entwicklung der Grenzwirbel entstanden wäre, so wird eine derartige, bei Assimilationswirbeln sich findende Wirbelsäulenverkrümmung bezüglich Kriegsbrauchbarkeit nicht anders zu beurteilen sein, wie eine gleich schwere Wirbelsäulenverkrümmung bei normal entwickelten Wirbeln. Wir werden unser Urteil in diesem Falle für die Kriegsbrauchbarkeit einerseits von dem Grade der Wirbelsäulenverkrümmung, anderseits von den ursächlichen Momenten, die die Deformität erzeugt haben (Schwäche der Muskeln und Bänder, Rachitis, poliomyelitische Lähmung des Erector trunci), abhängig machen. Daß zunächst eine Assimilation des I. Kreuzbeinwirbels trotz ungleicher Entwicklung beider Hälften des XXV. Wirbels keine Wirbelsäulenverkrümmung bei einem sonst normal entwickelten Körper hervorzurufen braucht, zeigt das Präparat eines 22jährigen, an Phthisis verstorbenen Negers, bei dem der XXV. Wir-

beil und der XXX. Wirbel rechts die Eigenschaften eines Lenden- bzw. Steißbeinwirbels zeigen, links hingegen sind beide vollkommen in das Kreuzbein aufgenommen. Die Wirbelsäule selbst zeigt keinerlei seitliche Abweichung dadurch, daß die wesentlich beträchtlichere Höhe des XXV. Wirbels auf der linken Seite und die dadurch bedingte Ab-


Fig. 4.



Präparat 11767 a des Pathol. Museums (Negerbecken).

weichung der horizontalen Wirbelkörperflächen durch stärkeres Höhenwachstum der beiden letzten Lendenwirbel auf der rechten Seite ausgeglichen wird (Näheres siehe Monographie, S. 319—324). Dadurch, daß der Uebergangswirbel hoch oberhalb der Linea terminalis steht, entsteht ein doppeltes Promontorium, und dadurch, daß die Grenze zwischen IV. und V. Lendenwirbel der ventral am meisten hervorragende Punkt ist, eine stärkere Lordose des Lendenteiles der Wirbelsäule als normal.

Ein vollkommen gleichartiges Verhalten, das Fehlen jeder seitlichen Abweichung im Bereiche der Lendenwirbelsäule, zeigt auch das Skelett eines 58jährigen Mannes (Pathologisches Museum 29. 1900), bei dem der letzte Lendenwirbel durch vollkommene Entfaltung des rechten Seitenteiles in das Kreuzbein aufgenommen ist. Keinerlei Fuge zwischen ihm und dem folgenden Kreuzbeinwirbel zeigt seine ursprüngliche Unabhängigkeit von dem Kreuzbein an. Obwohl die rechte Hälfte dieses Uebergangswirbels 0,7 cm höher ist als die linke, wird die Ungleichheit

Fig. 5.



Präparat 29, 1900. Pathol. Museum.

in der Höhe beider Wirbelhälften durch stärkeres Höhenwachstum des I. Kreuzbeinwirbels auf der entgegengesetzten Seite (derselbe ist links 0,8 cm höher als rechts) vollkommen ausgeglichen und so der Entstehung einer Wirbelsäulenverkrümmung vorgebeugt. An zahlreichen weiteren Präparaten konnte nachgewiesen werden, daß, wenn auch stets eine Schiefstellung des assimilierten Wirbels vorhanden ist, diese durch entsprechend stärkeres Höhenwachstum der benachbarten Wirbel sich ausgleicht. Da aber weiter durch Untersuchungen fetaler Becken einwandsfrei festgestellt werden konnte, daß selbst bei hochgradiger asymmetrischer Assimilation an der lumbosakralen Grenze der Ueber-

gangswirbel bei der Geburt keine wesentliche Höhendifferenz seiner beiden Seiten zeigt, so bildet sich diese erst im extrauterinen Leben aus. Weiter konnte nachgewiesen werden, daß häufig eine Lordose der Lendenwirbelsäule eine direkte Folge der Assimilation ist. Dieselbe findet sich aber nicht nur bei ungleichmäßiger, sondern ebenso bei gleichmäßiger Aufnahme eines Lendenwirbels in das Kreuzbein, bei der symmetrisch hohen Assimilation. Sie kann die Kriegsbrauchbarkeit in keiner Weise beeinflussen.

Die Präparate aber, bei denen sich neben der Assimilation stärkere seitliche Wirbelverkrümmungen fanden, ließen stets anderweitige

Fig. 6.



Präparat der Kgl. Universitäts-Frauenklinik.

Störungen nachweisen, die sich im extrauterinen Leben geltend machen und die als Ursache der Wirbelsäulenverkrümmung anzusprechen sind. So ließ sich bei einem allgemein verengten Becken der Kgl. Frauenklinik die bei einer asymmetrischen Assimilation des letzten Lendenwirbels vorhandene rechtskonkave Skoliose der Lendenwirbelsäule mit Torsion nach der Konvexität leicht durch die sicher nachweisbare Rachitis erklären. Die Dist. spinarum von 24 cm bildet den größten Breitendurchmesser. Die Fossae iliacae, die flach sind, sehen ebenso wie das Acetabulum nach vorn. Die Einbuchtung der Fossa iliaca in der Nähe der Articulatio iliaca, die starke Einknickung der sehr kurzen Pars pelvina des Darmbeines, das Auseinanderklaffen der Tubera oss. ischii sind Zeichen der überstandenen Rachitis. Der lumbosakale Ueber-

gangswirbel ist rechts durch starke Entfaltung der Pars lateralis des Querfortsatzes in Verbindung mit dem Kreuzbein getreten, von dem er jedoch durch eine den ganzen Flügelteil durchsetzende Fissur getrennt wird.

Daß aber in der Tat Schädigungen, die im extrauterinen Leben einwirken, und zwar hauptsächlich Rachitis, die Ursache sind, welche die bei Assimilationen sich findenden Skoliosen erklären, konnte dadurch bewiesen werden, daß ich die Perroneschen Becken, auf deren Untersuchung sich die Lehre von der Bedeutung der Assimilation für die Entstehung der Skoliosen stützte, im hiesigen pathologischen

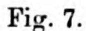


Fig. 7.



Präparat der Kgl. Universitäts-Frauenklinik. Skoliose bei asymmetrischer Assimilation mit Konvexität nach der nicht assimilierten Seite.

Perronesches Becken (Pathol. Museum 3 a, 1862). Skoliose bei asymmetrischer Assimilation mit Konvexität nach der assimilierten Seite.

Institut nachuntersuchte und bei allen Becken Veränderungen fand, die auch, ohne daß ein Uebergangswirbel vorhanden gewesen wäre, die bestehenden Verkrümmungen erklären würden. Besonders konnte dem Perroneschen Becken, bei dem bei asymmetrischer Assimilation sich eine Skoliose findet, deren Konvexität nach der assimilierten Seite gerichtet ist, ein gleichartiges skoliotisches Becken aus der Kgl. Frauenklinik gegenübergestellt werden, bei dem die Konvexität nach der nicht assimilierten Seite gerichtet ist. Bei dem Perroneschen Becken ist der linke Querfortsatz unter starker Verbreiterung in Verbindung mit dem Kreuzbein getreten. Bei dem Becken der Kgl. Frauenklinik (Monographie S. 332—334), an dem ebenso wie bei dem Perroneschen Becken deutliche Zeichen von Rachitis nachweisbar sind, hat der Uebergangswirbel auf der rechten Seite die Charaktere eines

Kreuzbeinwirbels angenommen, trotzdem zeigen beide Lendenwirbelsäulen eine starke seitliche, mit der Konvexität nach links gerichtete Abweichung mit gleichzeitiger hochgradiger Torsion der Wirbelkörper. Hierdurch ist der Beweis gegeben, daß die Assimilation als solche nicht die direkte Ursache der Wirbelsäulenverkrümmung gewesen ist, da wir sonst bei diesen ungleichartigen Fällen eine ungleichartige Abbiegung erwarten müßten. Wenn wir also durchaus ablehnen müssen, daß die Assimilation an der lumbosakralen Grenzregion angeborene Skoliosen im eigentlichen Sinne erzeugt, so folgert daraus, daß wir bei der Beurteilung der Kriegsbrauchbarkeit den Nachweis eines Uebergangswirbels bei gleichzeitiger Wirbelsäulenverkrümmung als bedeutungslos betrachten müssen und uns allein nach dem Grade der Verkrümmung und der Ursache derselben unser Urteil bilden müssen. Dieses um so mehr, da wir annehmen, daß die Bedeutung der numerischen Variation für die Entstehung der sog. juvenilen idiopathischen, in der Mitte des zweiten Lebensjahrzehnts auftretenden seitlichen Rückgratsverkrümmungen (der habituellen Skoliose) von Böhm überschätzt wird. Mit Recht betont Jansen, daß, wenn Böhm bei 50 % der Wirbelsäulen mit numerischen Variationen keine Abbiegung der Wirbelsäule fand, er ebensogut hätte schließen können, daß die numerischen Variationen nicht die Ursache der Skoliose sind, wie umgekehrt. Wenn wir auch annehmen, daß durch den Abfall der proximalen Fläche des Uebergangswirbels nach der nicht assimilierten Seite, der proximalen Fläche des folgenden Kreuzbeinwirbels hingegen nach der assimilierten Seite Bedingungen geschaffen werden, welche die Entstehung seitlicher Abbiegungen der Wirbelsäule begünstigen können, so haben wir doch gesehen, daß gewöhnlich durch das ausgleichende Höhenwachstum der benachbarten Wirbel der Einfluß der Schädigung auf ein möglichst geringes Maß zurückgeführt wird. Es müssen anderweitige begünstigende Momente hinzukommen, welche den Ausgleich im Höhenwachstum verhindern — und hier spielen zweifellos die rachitischen Veränderungen in den Wirbelbogenfugen eine wesentliche Rolle —, um durch Einwirkung funktioneller Verhältnisse die Wirbelsäulenverkrümmung hervorzurufen. Für unsere Beurteilung wird es also maßgebend sein, ob schädigende Einflüsse noch fortbestehen, oder ob der Prozeß ein abgelaufener ist und ob die Wirbelsäulenverkrümmungen ihren höchsten Grad erreicht haben.

Aus den Untersuchungen von Jansen[1]) wissen wir, daß sich

[1]) Jansen, Physiologische Skoliose und ihre Ursache. Zeitschr. f. orthop. Chir. Bd. 33, S. 1.

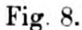


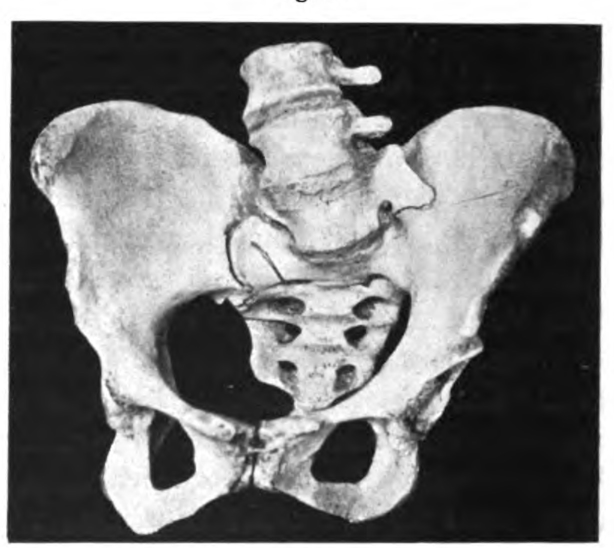
sehr häufig typische Schlängelungen der Wirbelsäule als physiologische Skoliosen finden, die ihre Ursache in der Asymmetrie haben, mit der das Zwerchfell an die Wirbelsäule angreift, und daß diese ihrerseits auf den aufrechten Gang des Menschen zurückzuführen ist. Lange und Schede[1]) haben gezeigt, daß die während der Entwicklungsjahre auftretenden Wirbelsäulenverkrümmungen, deren Aetiologie, wie angeführt, Böhm in numerischen Variationen sieht, ihre Ursache haben erstens in einem primären, die Widerstandsfähigkeit der Wirbelsäule herabsetzenden Prozeß (allgemeine Schwäche des Stützapparates, der Muskeln und Bänder) oder in einem knochenerweichenden Prozeß (Rachitis), zweitens in einer habituellen Einstellung der Wirbelsäule in einen seitlichen Bogen, daß also eine asymmetrische Gewohnheitshaltung die Skoliose herbeiführt. Nach ihnen müssen wir als Ursache der habituellen Skoliosen eine konstitutionelle Erkrankung annehmen, die im zweiten Jahrzehnt vor allem Muskel und Bänder befällt. Bei der Entscheidung über die Kriegsbrauchbarkeit wird vor allem die primäre Ursache von Wichtigkeit sein. Die Rachitis ist zur Zeit, in der der Befallene sich zur Musterung stellt, längst abgelaufen; sie kommt also nur in ihren Folgeerscheinungen für uns in Betracht, und nach dem Grade der Wirbelsäulenverkrümmung wird sich unser Urteil über die Kriegsbrauchbarkeit zu bilden haben. Hingegen wird eine fortbestehende hochgradige Schwäche der Muskulatur, welche uns annehmen läßt, daß die Wirbelsäulenverkrümmung noch nicht ihren höchsten Grad erreicht hat, unser Urteil von Fall zu Fall beeinflussen müssen. Häufig wird gerade durch den Militärdienst das sekundäre Moment, die asymmetrische Gewohnheitshaltung (bei Lehrlingen), welche die Wirbelsäulenverkrümmung verstärkt, fortfallen, und so wird der Dienst die Erkrankung günstig beeinflussen, so daß derartige habituelle Wirbelsäulenverkrümmungen leichteren Grades die Kriegsbrauchbarkeit keineswegs ausschließen und nur unser Urteil, ob Kriegsverwendungsfähigkeit oder zeitige Garnisonverwendungsfähigkeit in Betracht kommen, beeinflussen. In anderen Fällen wird die allgemeine Schwäche der Muskulatur den Betreffenden als zeitig dienstunbrauchbar erscheinen lassen; in diesen Fällen wird aber die allgemeine Körperschwäche und nicht die Wirbelsäulenverkrümmung für unser Urteil maßgebend sein. Der Nachweis einer Assimilation an den Grenzregionen wird ohne jeden Einfluß auf unser Urteil bezüglich der Kriegsverwendungsfähigkeit sein.

[1]) Lange und Schede, Ergeb. d. Chir. u. Orthop. 1913, Bd. 7, S. 718.



Zu den sekundären Wirbelsäulenverkrümmungen bei angeborenen Entwicklungsfehlern, die sich erst im extrauterinen Leben unter dem Einflusse des aufrechten Ganges ausbilden, gehören auch die Skoliosen bei einseitiger angeborener Hüftluxation und bei schräg verengtem Becken. Bei ersterer schließt das bestehende Grundübel im allgemeinen die Kriegsverwendungsfähigkeit aus und wird höchstens den Betreffenden als garnison- und arbeitsverwendungsfähig erscheinen lassen, letzteres jedoch nur in beschränktem Maße, und nicht zum Dienst bei Armierungsbataillonen; bei letzterer hängt die Beur-


Fig. 8.



Präparat der Kgl. Universitäts-Frauenklinik.

teilung der Kriegsverwendungsfähigkeit einzig und allein von dem Grade der Wirbelsäulenverkrümmung ab, während die Mißgestaltung des Beckens nur in seltenen Fällen die Kriegsverwendungsfähigkeit ausschließen dürfte.

Daß aber auch diese bei schräg verengtem Becken sich findende Skoliose eine nicht angeborene, sondern im extrauterinen Leben entstandene ist, konnte in folgendem Falle nachgewiesen werden (Fig. 8).

Es handelt sich um ein ankylotisch schräg verengtes Becken mit asymmetrischer Assimilation und rechtskonvexer Skoliose mit Torsion nach der Konvexität. Der letzte Lendenwirbel ist durch Entfaltung seines Flügelteils in Verbindung mit der Darmbeinschaufel getreten. Diese Verbindung mit der Darmbeinschaufel am Uebergang der Pars

pelvina und der Pars sacralis findet mittels der kaudalen Fläche der verbreiterten Pars lateralis des Querfortsatzes des Lendenwirbels statt, also mit der Fläche, welche sich bei Assimilationen sonst mit der kranialen Fläche des Kreuzbeinflügels verbindet. Der linke, mit dem Darmbein ankylotisch verbundene Kreuzbeinflügel ist wesentlich schmaler als der rechte.

Die gleichzeitig vorhandene Verschiebung des ankylotischen Darmbeines nach hinten — die Spina post. sup. überragt die hintere Kreuzbeinfläche links wesentlich stärker als auf der rechten Seite — beweist nämlich, daß die Ankylose sekundär und nicht die Ursache der Beckenmißbildung ist. Ihre Ursache ist in einem Zurückbleiben der Entwicklung des Kreuzbeinflügels durch mangelhafte Ausbildung der Knochenkerne zu suchen, und zwar muß der Kreuzbeinflügel zur Zeit, in der sich der Querfortsatz des Lendenwirbels in einen Flügelteil umwandelte, derartig in der Entwicklung zurückgeblieben gewesen sein, daß dieser Flügel statt normalerweise mit dem Kreuzbein, mit der Darmbeinschaufel in Verbindung trat. Folglich muß die schräge Verschiebung des Beckens, welche als Ursache der Wirbelsäulenverbiegung anzusehen ist, als eine angeborene aufgefaßt werden. Die Ankylose aber, durch entzündliche Prozesse im Gelenk bei ungleicher Belastung beider Beckenhälften durch die Einwirkung der Rumpflast hervorgerufen, ist ebenso wie die Skoliose erst im extrauterinen Leben entstanden. Letztere wurde bei der ungleichmäßigen Entwicklung beider Beckenhälften behufs Ermöglichung des aufrechten Ganges notwendig.

Ziehen wir die Schlußbetrachtung, so ergibt sich, daß der Nachweis einer angeborenen Wirbelsäulenverkrümmung, bei der wir als Ursache auf der Röntgenplatte Störungen im Aufbau der einzelnen Wirbel nachweisen können, für die Beurteilung der Kriegsbrauchbarkeit insofern von Wesentlichkeit ist, daß bei angeborenen Wirbelsäulenverkrümmungen, als einem vollkommen abgeschlossenen Prozeß, einzig und allein der Grad der Wirbelsäulenverkrümmung maßgebend sein kann, im Gegensatz zu den durch tuberkulöse Prozesse hervorgerufenen, äußerlich bisweilen gleichartig erscheinenden Wirbelsäulenverkrümmungen.

Bei den sekundären Wirbelsäulenverkrümmungen bei angeborenen Entwicklungsfehlern hingegen, insbesondere bei den infantilistischen Skoliosen mit Assimilation an der Grenzregion, bedingt die Abweichung vom normalen Bau der Wirbelsäule nur eine Prädisposition für die Ent-

stehung der Wirbelsäulenverkrümmung im extrauterinen Leben, falls anderweitige Schädigungen hinzukommen. Bei ihnen wird also nicht allein der Grad der Wirbelsäulenverkrümmung für unser Urteil maßgebend sein, sondern auch die Feststellung, ob schädigende Einflüsse noch fortbestehen und ob eine Verschlimmerung der bestehenden Wirbelsäulenverkrümmung durch den Militärdienst ausgeschlossen ist. In vielen Fällen aber, bei Wirbelsäulenverkrümmung durch Gewohnheitshaltung, wird der Militärdienst direkt günstig einwirken.

Kleinere Mitteilungen.

XLI.

Die deutschen Patente des Carnesarmes.

Für alle Aerzte und Ingenieure, welche sich zurzeit mit der Herstellung selbsttätig beweglicher Kunsthände beschäftigen, ist es von Wichtigkeit, zu erfahren, daß die Benutzung der deutschen Patente auf den Carnesarm unter gewissen Voraussetzungen den deutschen Erfindern zugänglich ist. Auf eine Anfrage, welche durch eine in der nachstehenden Antwort erwähnte Aeußerung der Medizinalabteilung veranlaßt war, ist von der Gemeinnützigen Gesellschaft für Beschaffung von Ersatzgliedern das nachstehende Schreiben eingegangen, dessen Veröffentlichung sie gutheißt.

Redaktion.

Gemeinnützige Gesellschaft für
Beschaffung von Ersatzgliedern
m. b. H.

Berlin NW 7, den 1. Februar 1917.
Sommerstraße 4 a.

Herrn
Professor Dr. K. Biesalski
Berlin-Zehlendorf-Mitte
Kronprinzenallee 171/173
Oscar-Helene-Heim.

Auf das gefällige Schreiben vom 30. v. Mts. beehren wir uns, zu erwidern, daß wir im Juli v. J. die deutschen Patente auf den Carnesarm und damit das ausschließliche Recht erworben haben, in Deutschland den Carnesarm herzustellen, bzw. herstellen zu lassen und zu liefern.

Die Patente auf den Carnesarm sind sehr umfassend und weitreichend und hindern die Entwicklung vieler anderer, unabhängig vom Carnesarm erfundener Konstruktionen, sofern die Inhaber der Carnespatente von ihrem Einspruchsrechte Gebrauch machen wollen. Das aber gedenken wir nicht zu tun. Wir behalten uns zwar die ausschließliche Lieferung des Carnesarmes in der vorliegenden oder einer etwa verbesserten Form vor — es ist heute bereits eine diesbezügliche Patentanmeldung von uns

erfolgt — doch werden wir niemandem im Wege stehen, der einen eigenen Arm konstruiert hat, auch wenn die dadurch aus unseren Patenten erwachsenden Ansprüche berührt werden.

Diese Sachlage war der Medizinalabteilung des Königlichen Kriegsministeriums bekannt, und wir nehmen an, daß sie sie durch den von ihr getanen Ausspruch:

> „Durch die Freigabe der zahlreichen auf dem Arme ruhenden Patente den deutschen Erfindern den Weg für eigene Konstruktionen und Verbesserungen zu ebnen"

hat kennzeichnen wollen.

Im Falle des Zweifels, ob eine eigene Konstruktion oder nur eine Nachbildung des Carnesarmes vorliegt, wird der betreffende Erfinder oder Konstrukteur gut tun, uns von seiner Konstruktion in Kenntnis zu setzen.

Wir stellen Ihnen gern anheim, von unserem vorstehenden Schreiben der Oeffentlichkeit an Ihnen geeignet erscheinender Stelle Kenntnis zu geben.

Hochachtungsvoll

Gemeinnützige Gesellschaft für
Beschaffung von Ersatzgliedern
m. b. H.

gez. D. Meyer. gez. Schlesinger.



Namenverzeichnis.

In diesem Band sind nur Originalarbeiten enthalten, die Zahlen bedeuten die Seiten.

A.

Alsberg, Adolf 151.

B.

v. Baeyer 533.
Bähr, Ferd. 590.
Bauer, Felix 15. 633.
Biesalski, Konrad 174.
Bindermann, Ignaz und Pokorny 492.
Blencke, A. 20.
Blumenthal, Max 768.
Böhm, Max 536.

D.

Dollinger, Julius 725.
Dreyer, Lothar 799.

E.

Erlacher, Philipp 434.

F.

Falk, Edmund 811.

G.

Gaugele, K. 735.
Guradze, P. 83.

H.

Hanausek, J. 654.
Haßlauer, Ludwig 776.
Hildebrand, Heinrich 801.
Hoeftman, H. 521.
Hohmann, Georg 411.

J.

Jaks, Alfred 392.

L.

Lange, Bogumil 279.

M.

Möhring 584.

N.

Nieny 302.

O.

Overgaard, Jens 423.

P.

Pokorny, Joseph und Bindermann 492.

R.

Radike, R. 404.
Rebentisch 334.
Reyer, August 94.
Riedinger, Jakob 509.
Ritschl, A. 748.

S.

Schaefer 791.
Schanz, A. 596.
Schede, Franz 116.
Schlee, H. 105.
Silberstein, Adolf 351.
Spitzy, Hans 1.
Stracker, Oskar 608.

V.

Vulpius, O. 385.

Z.

Zuelzer, R. 555.

Schlagwörterverzeichnis.

In diesem Band sind nur Originalarbeiten enthalten, die Zahlen bedeuten die Seiten.

A.

Achsenbau, Oberschenkelbeine 768.
Amputation. Fehler bei Gritti, Pirogoff, Chopart 417. Finger-, Wichtigkeit der Metakarpophalangealgelenke 416. Treppenförmige — (Oehlecker) 419. Methoden (s. a. Stumpf und Prothese). Bewertung 22. 75. 83. 335.
Amputierte. Oberschenkel-, Gang 670.
Anatomie, Physiologie Biologie (s. a. Stumpf, Tragfähigkeit)

274 (Stumpfausnutzung). 585 (Krükkengang). 596 (Abrollen des Fußes). 656 (Stumpf). 670 (Gang). 768 (Stumpf). 799 (Aneurysma). 810 (Wirbelsäulenverkrummungen).
Aneurysma, Arteria femoralis, Prothesendruck? 799.
Angeborene Wirbelsäulenverkrümmungen 810.
Ansatzstucke s. Ersatzglieder.
Apparate, orthopädische 267 f.
Arme, kunstliche s. Ersatzglieder.
Arzt und Bandagist 15.
Aufhängung von Ersatzgliedern s. Ersatzglieder, Befestigung.
Ausreißvorrichtung 254.
Auswerfer 253.

B.

Bandagist und Arzt 15.
Bauernarm (Wien) 443. 493. 536. 575.
Bauerngürtel 498.
Bauers Kurzstumpfprothese 441. 479.
Befestigung von Ersatzgliedern s. Ersatzglieder.
Behelfsprothesen s. Ersatzglieder.
Beinprothesen s. Ersatzglieder.
Bingler-Arm 391.
Blechholzbein 157.
Böhm-Arm 544.

C.

Cech-Ellbogen 454.
Chopart, Fehler 417.
Chopartprothese s. Ersatzglieder, Bein.

D.

Dauererfolge der Prothesenarbeit 105.
Daumen, umklappbarer 533.
Dollingersche Stutzflächen 731.
Dorsalflexionsbrett 267.
Drahtbein (Möhring) 588.
Dreharm (Wien) 468. 491.

E.

Einhänderübungen 338.
Einknicken im Knie s. Ersatzglieder, Gelenkfeststellung.
Ellbogengelenkhöhe 457.
Erlacher-Ellbogen 454.
Ersatzglieder. Allgemeine Gesichtspunkte und Herstellungsgrundsätze. Arm und Bein: 1. 15. 279. 388. Arm: 122. 339. 343. 361. 434 f. 536. Bein: 20. 88. 140. 156. 587. 649. 669. 705. 725. 735. 748. 760. 768. 776. Ansatzstücke 345. 372. 542. Ausreißvorrichtung 254. Auswerfer 253. Bauernarm 500. Doppeltamputierte 521. Federungsklaue 228. Fingeramputation 257. Fischerhand 231. Fischerklaue 228. 240. 263. Greifvorrichtungen 226. -kraftubertragung 242. Hinkelansatz 347. Kupperscheegklaue 262. Landwirtschaftlicher Ansatz 260. Loffel 264. 527. Luer 167. Malerklaue 266. Malerlineal 265. Malerstock 506. Messergriff 257. Riemenklemme 167. Ring 259. Schnellspannklaue 262. Schreibansatz 168. Siemens-Schuckert-Ansatze 372. Spannklaue 241. Stempelgriff 257. Stielbefestigung 517. Arm und Hand: Arbeitsbehelfe für Einarmige 492. Bauernarm 443 (Wien). 493 (Wien). 536 (Böhm). 575 (Zuelzer). Behelfsarm 32. 121. 130. 176. 492. Binglerarm 391. Böhmarm 544. Carnesarm 391. 827. Daumen, umklappbarer 533. Doppelseitig Amputierte 226 f. 477. 521. Dreharm (Wien) 468. 491. Erlacherellbogen 454. Federarm (Biesalski) 194. Feldscharekellbogen 464. 489. Finger: Ersatz 475, federnde 186, feststellbarer Zeigefinger 187, passiv und aktiv bewegliche 473. Großl-Arm 459. Handsperre 472. Holzfederarm 211. Jagenbergarm 539. Kellerhand 509. 543, modifizierte 281. Knopfelmacherarm 454. 461. 482. 488. Kreuzhebelarm 478. 491. Kurzer Stumpf (s. a. Ersatzglieder, Unterarm) 220. 221. 404. 441. 462. 463. 479. 489. 490. 491. 495. Ludwig-Ferdinand-Arm (Mayer) 135. Luerarm 164. Neuhutarm 453. 461. 482. 485. Nieny-Arm 318. Normalisierung 474. Offenbacharm 342. 343. Parallelhebelarm (Jaks) 399. Prothesenjacke 477. Rasterarm (Biesalski) 192. Richterellbogen 452. 480. Ringarm (Biesalski) 213. Rota-Arm 287. 539. Schlaufenarm (Leykauf) 511. Schulterexartikulation 217. 285. 438.



497. 507. 555, Arbeitshilfe für — 323. Schultergürtelabsetzung 219. Sensible Prothese 503. Setzerarm 505. Siemens-Schuckert-Arm 366. 539. Stahlbandarm (Kneidl) 127. Stuhlentleerung, Säuberungsapparat 528. Supination 188. 566. Teleskoparm (Neuhut) 484. Tischlerarm 460. 487. Uebungsprothese 521. Unterarm (s. a. kurzer Stumpf) 221 (Harnischdeckung), 222 (Doppelhebel), 223 (Streckhebel), 255 (Einsteckung für langen Stumpf). Wienerarm (Gerber) 455. 483. 503. Zahnradarm (Biesalski) 192. Zuelzerarm 555. Zwingenarm (Cech) 454. Auslösungen 252 f. Befestigung. Arm 122. 133. 242. 247 f. 283. 339. 367. 438 f. 495. 509. 517. 536. Bein 162. 298. 625. 732. 743. 784. 787. Begutachtung 57. 697. 715. 728. 746. Bein und Fuß: Abrollen des Fußes 596. Achsenbau 768. Behelfsbein 88. 156. 179. 308. 335. 584. 608 f. 629 (Normalisierung). Blechholzbein (Alsberg) 157. Bremsscharniere 778. Chopart 184. 409. 648. 750. Drahtbein (Möhring) 588. Druckaneurysma 799. Elastische Elemente 735. Erfahrungen 649. Freiburger Kniescharnier 752. Furnierbein (Silberstein) 359. Fuß 273. 299. 317 (Schubert), 359 (Thomas), 620. 674. 713. 756. Fußstellung 789. Gang 585. 596. 656. 670. Gelenke s. die einzelnen Beine. Geräusche 741. Gewicht 737. Gipsprothese s. Behelfsbein. Hartgummibein (Nieny) 316. Heidelberger Bein 387. Hüftexartikulation 290. 638. Knie 752. 791. Kniefunktion 683. Kombinationsbein (Mommsen) 181. Kunstbein (Wien) 633. Kurzer Stumpf 149. 293. 406. 745. Lazarettbein (Silberstein) 350. Leistungen 653. Normalisierung 640. Nürnberger Bein 355. 358. Oberschenkel 654, 670 (Gang), 687 (Gipsmethode). 696 (Orientation), 690. 698. 720 (Orientationsapparat), 704 (Prothesenlänge), 706 (willkürliche Knieflexion), 713 (sensitives Sprunggelenk), 714 (willkürliche Knieflexion), 717 (Fehler), 738. 749 (Hülse), 765 (langer Stumpf). 771 (Gipsmethode, Orientation), 788 (kurzer Stumpf). Parallelhebelbein (Jaks) 393. Pirogoff 644. 750. Ritschlbein 751. Rollfuß (Schanz) 606. Rotationsfuß (Habermann) 149. Schnürfurche 650. Sitzring (s. a. die einzelnen Beine) 652. 788. Sprunggelenkfunktion 674. Stahlbein (Schede) 142. Stahlrohrbein (Haßlauer) 777. Uebungsbein s. Behelfsbein. Unterschenkelzugriemen 651. Weißbein 625. Brustzug, aktiver 226. Dauererfolge 105. Gelenke (s. a. die einzelnen Arme und Beine, Herstellungsgrundsätze) 133. 172. 340. 642. 777. Achsen 760. Ellbogen 450. Ellbogenhöhe 457. Hand 470. Knieextension, willkürliche 706. Knieflexion, willkürliche 714. Kniescharnier 752. Sprunggelenk 273 (doppelt gefedertes), 674 (Funktion), 713 (sensitives), 756 (Ritschl). Gelenkfeststellung (s. a. bei den einzelnen Ersatzgliedern) 138. Bremsscharnier 778. Ellenbogen 452. 550. Hüfte 778. Knie 40. 90. 146. 297. 337. 588. 624. 635. 642. 652. 706. 778. 791. Sichelbewegung 207. 451. 540. Reklame 62. Stumpf s. bei Stumpf.

F.

Federarm (Biesalski) 194.
Federungsklaue 228.
Feststellung von Gelenken s. Ersatzglieder.
Finger, federnde 186. Feststellbarer Zeigefinger 187.
Fingerklaue 240.
Fischerhand 231.
Fischerklaue 228. 240. 263.
Furnierbein (Silberstein) 359.
Fuß. Abrollung 596. Künstlicher Fuß s. Ersatzglieder.

G.

Gabrielellenbogengelenk 342.
Gang 585. 596. 656. 670.
Gelenke von Ersatzgliedern s. Ersatzglieder.
Gelenkfeststellung s. Ersatzglieder.
Glieder, künstliche s. Ersatzglieder.
Greifvorrichtungen s. Ersatzglieder, Arm, Ansatzstücke.
Grenzgebiete, medizinisch-technische 1.
Gritti, Fehler 417.
Größlarm 459.



H.

Habermannfuß 149.
Hand. Mittelhandgreiffinger 414. Künstliche Hand s. Ersatzglieder.
Hartgummistahldrahtbein (Nieny) 316.
Heidelberger Bein 387.
Hinkelansatz 347.
Holzfederarm 211.
Hosenschluß s. Ersatzglieder, Doppeltamputierte.
Hüftexartikulationsprothese s. Ersatzglieder, Bein.
Hülsen für Behelfsbein 622.

I.

Immediatprothesen s. Ersatzglieder, Behelfsprothesen.

J.

Jagenbergarm 539.
Jaksarm 399.
Jaksbein 393.

K.

Kellerhand 509. 543. Modifizierte 281.
Klauen s. Ersatzglieder, Arm, Ansatzstücke.
Klemme. Lüerriemenklemme 167.
Kneidlstahlbandarm 127.
Knie s. Ersatzglieder, Bein.
Kniefeststellung s. Ersatzglieder, Gelenkfeststellung.
Knöppelmacherellbogen 454. 461.
Kombinationsbein 181.
Kriegsbrauchbarkeit angeborener Wirbelsäulenverkrümmungen 810.
Kriegskrüppelfürsorge (s. a. Lazarette und Werkstätten) 108.
Krücken. Nachteile 584.
Künstliche Glieder s. Ersatzglieder.
Küpperscheegklaue 263.
Kurzstumpfprothese s. Ersatzglieder.

L.

Landwirtschaftlicher Ansatz 260.
Lazarettbein (Silberstein) 350.
Lazarette und Werkstätten 1. 111. 116. 151. 174. 303. 327. 342. 351. 434. 608. 633. 726. 749.
Leykaufschlaufenarm 511.
Löffelprothese (Größl) 478. 491.
Ludwig-Ferdinand-Arm (Mayer) 135.
Lüerarm 164.
Lüerriemenklemme 167.

M.

Malerklaue 266.
Malerlineal 265.
Malerstock 506.
Massage, Gymnastik s. Stumpfbehandlung.
Mechanotherapeutische Behandlung Amputierter 94.
Medikomechanik s. a. Stumpfbehandlung 423.
Medizinisch-technische Grenzgebiete 1.
Messergriff 257.
Mommsensches Kombinationsbein 181.
Musiker, Schulterexartikulation 507.

N.

Nachruf Riedinger XI. Schultheß XV.
Nerven. Radialis- und Peroneuslähmung, Stützapparate 170. 278. 801.
Neuhutellbogen 453. 461. 482. 485.
Nieny-Arm 318.
Nordegarm (Neuhut) 485.
Normalisierung von Ersatzgliedern 474. 629.
Nürnberger Bein 355. —, Thomas und Haygis 358.

O.

Offenbacharm. Hinkel 342. Gabriel 343.
Operationen, blutige s. Stumpfbehandlung.
Orientation von Prothesen 690. 696. 698. 720. 771.

P.

Parallelhebelarm (Jaks) 399.
Parallelhebelbein (Jaks) 393.
Patente, Carnesarm 827.
Peroneusschienen 804.
Physikalische Heilmethoden s. Stumpfbehandlung.

Pirogoff (Fehler) 417.
Pirogoffuß s. Ersatzglieder, Bein.
Prothesen s. Ersatzglieder
Prothesenjacke 477.

R.

Radialisschienen 170. 269. 278. 801.
Rasterarm (Biesalski) 192.
Richterellbogen 452. 480.
Riedingerarm 539
Riedinger-Nachruf XI.
Riemenklemme (Lüer) 167.
Ringarm (Biesalski) 213.
Ritschlbein 751.
Rollfuß (Schanz) 606.
Rota-Arm 287. 539.
Rotationsfuß (Habermann) 149.
Rumpf s. Wirbelsäule.

S.

Sauerbruchmethode s. Stumpf.
Schäferknie 337.
Schienenhülsenapparat, Armlähmung 288.
Schlaufenarm 511.
Schlingenbefestigung von Geräten 509.
Schlupfhülse 251.
Schnellspannklaue 262.
Schnürfurche 650.
Schulterexartikulation, Arbeitshilfe 323.
Schultheß-Nachruf XV.
Schwerpunkt bei Oberschenkelamputation 670.
Sensenstiele für Armamputierte 499.
Sensible Prothesen (Wien) 467. 503.
Sensitives Sprunggelenk 713.
Setzerarm 505.
Sichelbewegung s. Ersatzglieder, Gelenke und die einzelnen Arbeitsarme.
Siemens-Schuckert-Arm 366. 539.
Spannklaue, aktive 241.
Spitzfußschiene 273.
Sprunggelenkfunktion, Prothese 674.
Stahlbandarm (Kneidl) 127.
Stahlbein (Schede) 142.
Stempelgriff 257.
Stöcke, Nachteile 584.
Stuhlentleerung, Säuberungsapparat für Doppeltamputierte 528.
Stumpf. Achsenstellung 768. Ausnutzung 274. Behandlung 22. 75. 83. 94. 302. 411. 423. 462. 609. 654. 785. Eigenschaften 656. Muskelwirkung 129. Prothese (s. a. Ersatzglieder, kurzer Stumpf) 20. 83. 122. 302. 335. 338. 776. Sauerbruchmethode 40. 41. 391. Schnürfurche 650. Tragfähigkeit (s. a. Stumpfbehandlung) 30. 304. 590. 651. 658. 729. 738. 768. 785.
Stumpfhülse für Oberschenkel, Gipsmethode 687.
Stützapparat für Rumpflähmung 301.
Stützflächen (Dollinger) 731.
Supination s. Ersatzglieder, Arm.
Supinationsschiene 268.

T.

Technik für Kriegsinvalide 9.
Thomas und Haygis-Bein 358.
Thomas und Haygis-Fuß 359.
Tischlerarm 460. 487.
Tragfähigkeit, Amputationsstumpf s. Stumpf.

U.

Uebergangsbein 181.

V.

Verein „Technik für Kriegsinvalide“ 9.

W.

Wienerarm 455. 483. 503.
Wirbelsäule. Angeborene Verkrümmung, Kriegsbrauchbarkeit 810. Verletzung, Stützapparat 301.

Z.

Zahnradarm 192.
Zuelzerarm 555.
Zughandschuh 267.
Zwingenarm (Cech) 454.



Berichtigung.

Auf Seite 92, Zeile 20 von unten, muß es heißen: „Federarm“ statt „Lederarm“.







